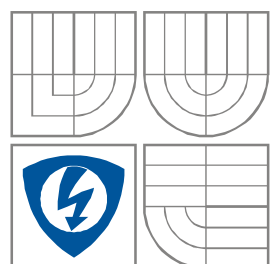


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

## GENERÁTOR EKG SIGNÁLU

ECG SIGNAL GENERATOR

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

#### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

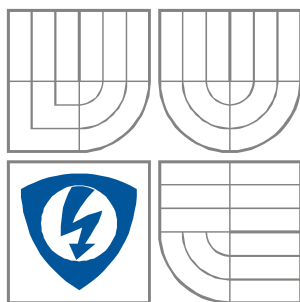
PETRA PODLIPNÁ

#### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. VRATISLAV HARABIŠ

BRNO 2009



**VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky a  
komunikačních technologií**

**Ústav radioelektroniky**

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
**Elektronika a sdělovací technika**

**Studentka:** Petra Podlipná  
**Ročník:** 3

**ID:** 72930  
**Akademický rok:** 2008/2009

**NÁZEV TÉMATU:**

## Generátor EKG signálu

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s principy vzniku elektrické aktivity srdeční a s využitím EKG signálu pro diagnostické účely. Nastudujte vhodné metody pro generování EKG signálu se zadanými parametry. Vytvořte generátor EKG signálu jako virtuální přístroj v prostředí LabVIEW.

Nastudujte možné nežádoucí jevy vznikající při měření EKG signálu. Doplňte generátor EKG signálu o možnosti volby parametrů signálu. Vytvořte rozšiřující moduly, které k signálu EKG přidají rušení vlivem síťového napětí, dýchání a pohybu pacienta. Doplňte generátor i o možnost exportu signálu do textového formátu se zvolenou vzorkovací frekvencí.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] LabVIEW User Manual. National Instruments, 2003.

[2] KHAN, M. G. EKG a jeho hodnocení, Praha: Grada: 2005. ISBN: 80-247-0910-4.

**Termín zadání:** 9.2.2009

**Termín odevzdání:** 5.6.2009

**Vedoucí práce:** Ing. Vratislav Harabiš

**prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida**  
*předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následku porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

## Abstrakt

Tato práce se zabývá vznikem EKG signálu a možnostmi, jak jej generovat pomocí prostředí programu LabVIEW. Na základě prostudovaných metod popisu signálu byla vybrána metoda využívající podobnosti jednotlivých úseků EKG křivky se sinusovým resp. trojúhelníkovým vzorem. Tato metoda byla následně implementována do prostředí LabVIEW. Vytvořený virtuální přístroj generuje EKG signál se zadanou tepovou frekvencí a nastavitelnou výchylkou jednotlivých vln a kmitů. Také je možné zvolit jeden z 12-ti standardních svodů, realizovat několik druhů poruch srdeční činnosti a k signálu mohou být přidána různá rušení. Generovaný signál lze v reálném čase vysílat na výstup měřicí karty nebo ukládat do textového souboru v zadaném formátu.

## Klíčová slova

EKG, LabVIEW, generování signálu, svodové systémy, virtuální přístroj, poruchy srdeční činnosti, rušivé signály, pohybové artefakty

## Abstrakt

This work deals with the generation of ECG signal and options how to generate it using the LabVIEW program. On the basis of the studied methods of describing signal was chosen method making use of the similarity of the sections of ECG curve and the sinus respectively triangular pattern. This method was subsequently implemented in the LabVIEW environment. Created virtual instrument generates ECG signal in given heart rate and adjustable amplitude of waves. It is also possible to choose between 12 standard leads, to realize several failures of cardiac activity and various disturbance signals can be added to the signal. Signal can be sent to output or saved as a text file in real time in the specified format.

## Key words

ECG, LabVIEW, signal generation, lead systems, virtual instrument, failures of cardiac activity, disturbance signals, motion artifacts

PODLIPNÁ, P. *Generátor EKG signálu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 37 s., 3 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce Ing. Vratislav Harabiš.

## Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Generátor EKG signálu jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 5. června 2009

.....  
podpis autora

## Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Vratislavu Harabišovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

Dále děkuji MUDr. Heleně Bedáňové, PhD. z CKTCH Brno za odbornou konzultaci.

V Brně dne 5. června 2009

.....  
podpis autora

# Obsah

Obsah .....	1
Úvod .....	2
1 Teoretický úvod.....	3
1.1 Srdce a jeho elektrická činnost .....	3
1.2 Elektrokardiogram .....	4
1.3 Snímání elektrické aktivity srdeční.....	5
1.3.1 Technické předpoklady a omezení .....	6
1.3.2 Svodové systémy.....	6
1.4 Využití EKG pro diagnostické účely .....	7
1.5 Poruchy srdeční činnosti.....	7
1.5.1 Poruchy tvorby vzruchu .....	7
1.5.2 Poruchy vedení vzruchu .....	10
1.5.3 Stimulovaný rytmus .....	11
2 Metody generování EKG signálu .....	12
2.1 Metoda matematická.....	12
2.1.1 Fourierova řada .....	12
2.1.2 Dynamický model .....	12
2.2 Metoda grafická .....	13
3 Realizace generátoru EKG signálu .....	14
3.1 LabVIEW.....	14
3.2 Vybraná metoda generování.....	14
3.3 Realizace VI.....	14
3.3.1 Čelní panel.....	15
3.3.2 Blokový diagram – základní struktura .....	16
3.3.3 Blokový diagram – popis částí .....	17
3.3.4 Realizace poruch srdeční činnosti .....	25
3.3.5 Doplnky.....	28
4 Návrh výstupního vyhlazovacího filtru .....	30
4.1 Návrh zapojení.....	30
4.2 Simulace .....	30
4.3 Zkušební realizace a ověření činnosti .....	31
Závěr.....	34
Seznam obrázků .....	35
Seznam tabulek .....	36
Seznam příloh.....	36
Seznam použitých zkratk .....	36
Použitá literatura .....	37

## Úvod

Elektrokardiogram (EKG) je stále velmi významnou součástí lékařské diagnostiky. Neustále se vyvíjí nové systémy a algoritmy sloužící ke zpracování a vyhodnocování EKG signálu. Pro jejich testování není vždy možné použít reálné záznamy EKG, zvláště pokud je potřeba, aby obsahovaly určitou poruchu nebo splňovaly přesně některé konkrétní parametry. Z této skutečnosti vyplývá potřeba zařízení schopného tento signál generovat, které tyto požadavky může splnit.

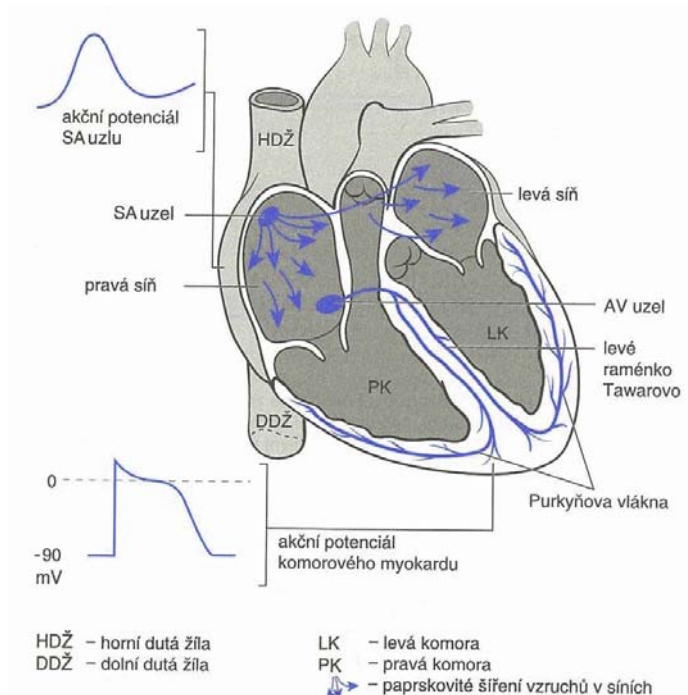
Cílem této práce je vytvořit generátor EKG signálu jako virtuální přístroj v prostředí LabVIEW. K tomu je zapotřebí nejprve prostudovat principy vzniku elektrické srdeční aktivity, problematiku poruch srdeční činnosti a využití EKG signálu pro diagnostické účely, dále nastudovat vhodné metody pro generování EKG signálu se zadanými parametry a zvolit tu nejvhodnější. Tu pak použít v rámci řešení této práce.

Vytvořený virtuální přístroj by měl být využitelný ve výuce diagnostické techniky. Měl by pomoci studentům nejen při tvorbě vlastních programů, ale také přispět k seznámení s problematikou EKG, jeho poruch a jevů vznikajících při jeho snímání.

# 1 Teoretický úvod

## 1.1 Srdce a jeho elektrická činnost

Srdce je svalový orgán, který čerpá krev do cévního systému. Má čtyři dutiny (dvě síně a dvě komory), které se střídavě plní a zase vyprazdňují, což je umožněno smršťováním a ochabováním srdeční svaloviny (tzv. *pracovního myokardu*). Vzruchy řídící činnost myokardu vznikají ve speciálním typu srdeční svaloviny – *převodním systému srdečním* (Obr. 1.1), který je také rozvádí z místa vzniku (uzlů) do svaloviny síní a komor.



Obr. 1.1 – Převodní systém srdeční, elektrická aktivace srdce [6]

Vznik elektrické srdeční činnosti je založen na principu iontové pumpy. Ionty sodíku ( $\text{Na}^+$ ) a draslíku ( $\text{K}^+$ ) mohou procházet přes buněčnou membránu a tím umožňují vznik rozdílu potenciálů uvnitř a vně buňky. Rozlišujeme několik stavů, kterými buňka postupně prochází:

**Klidový stav** – molekuly disociují na ionty s pozitivním nábojem na vnější straně a s negativním nábojem na vnitřní straně buněčné membrány. Buňka je tedy v polarizovaném nebo elektricky vyváženém stavu.

**Depolarizace** – při elektrickém podráždění začne proudit do buňky sodík, to způsobí změnu polarity. Během dlouhotrvající depolarizace nemohou buňky reagovat depolarizací na další podnět, což zajišťuje rytmickou činnost srdce.

**Repolarizace** – fáze zotavení, obnovuje se elektrická rovnováha buněk.

Tyto pochody způsobují vznik akčního potenciálu (AP). Popsané změny se rychle šíří svalovinou síní a komor a umožňují vznik mechanické systoly.

Vlna elektrického podráždění začíná v *sinoatriálním* (SA) uzlu, radiálně se šíří síněmi, což způsobí jejich kontrakci, do *atrioventrikulárního* (AV) uzlu. Dále se pak šíří *Hisovým svazkem*, *Tawarovými raménky* a *Purkyňovými vlákny*, kterými je aktivována svalovina komor.

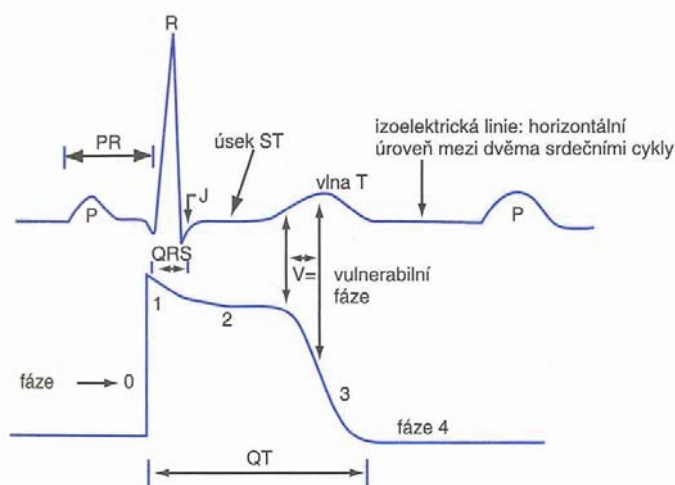
**Sinoatriální uzel** – jeho buňky nemají stálý klidový potenciál; po repolarizaci nastává ihned *pomalá spontánní depolarizace*. SA uzel tedy zajišťuje automatickou dodávku impulzů pro elektrickou aktivitu srdce. Frekvence SA uzlu je 50-100 impulzů za minutu a je řízena vegetativními nervy, hormonálně i chemicky.

**Atrioventrikulární uzel** – fyziologicky zpomaluje šíření akčního potenciálu přicházejícího ze síní. Tím umožňuje naplnění komor při systole síní. Vzruch se pak dále šíří velmi rychle všemi ostatními částmi převodního systému a následná depolarizace komorové svaloviny má za následek systolu komor.

## 1.2 Elektrokardiogram

Pojmem *elektrokardiogram* (EKG) se označuje grafický záznam elektrické aktivity srdce, který je zaznamenán elektrodami na specifických místech povrchu těla.

Jelikož jednotlivé části srdeční svaloviny se v určitém časovém okamžiku nachází v různých stavech (depolarizace, repolarizace), vzniká v srdci množství dipólů. Jejich souhrn se nazývá *elektrický vektor srdeční*. EKG pak zaznamenává jeho časový průběh.



Obr. 1.2 – Elektrokardiogram a akční potenciál [6]

Jednotlivé úseky EKG odpovídají konkrétním stavům, kterými srdce během své činnosti prochází (Obr. 1.2).

**Vlna P** – vznik vzruchu v SA uzlu a šíření depolarizace svalovinou síní. První část zachycuje činnost pravé síně, střední část vzniká při dokončení její aktivace a začátku aktivace levé síně, koncová část vlny zachycuje činnost levé síně. Může mít plochý i ostřejší tvar, amplitudu do 0,25 mV, délku trvání do 100 ms.

**Interval PR** – udává, kolik času potřebuje elektrický impuls ze síní pro průchod celým převodním systémem od AV uzlu, Purkyňovými vlákny až k začátku depolarizace svaloviny komor. Doba trvání se pohybuje v rozmezí 120-200 ms, závisí na tepové frekvenci a věku.



**Vlna Q** – první negativní výchylka komplexu QRS. Není to standardní výchylka, normální amplituda je 0 až 25% vlny R, délka trvání menší než 30 ms.

**Vlna R** – pozitivní výchylka následující po vlně Q. Amplituda může dosahovat až několika mV, ale může i chybět (záleží na místě snímání), délka trvání do 100 ms.

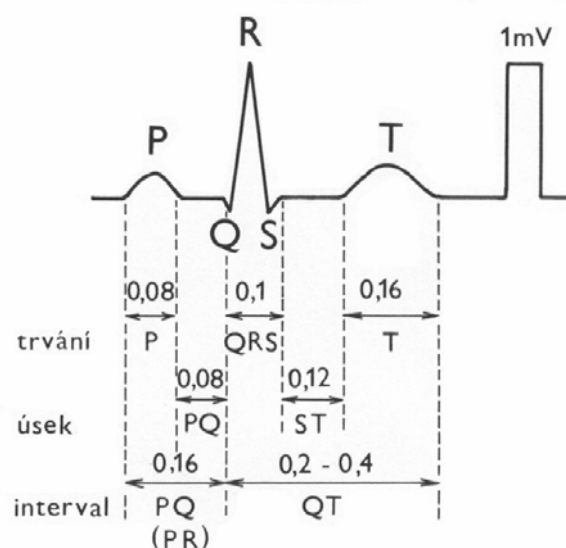
**Vlna S** – druhá negativní výchylka následující po vlně R. Nevyskytuje se vždy, amplituda bývá v rozsahu 0 až 0,8 mV, délka trvání do 50 ms.

**Komplex QRS** – projev aktivace komor. Jeho tvar závisí na postupu depolarizace, která začíná na srdeční přepážce a postupuje zleva doprava. Poslední je aktivována báze levé komory, protože její svalovina je mohutnější (musí překovávat vyšší tlak v aortě). Délka trvání 60 až 100 ms.

**Úsek ST** – doba, kdy jsou všechny komory depolarizovány. Tento úsek elektrokardiogramu je velmi důležitý pro diagnostiku. Normální pokles nebo vzrůst vůči isoelektrické linii je do 0,1 mV.

**Vlna T** – vzniká při repolarizaci komor, v čase jejich mechanické systoly. Rozsah normálních amplitud je proměnlivý, běžně 0,2 až 0,8 mV, délka trvání od 100 do 250 ms. Výchylka je souhlasná s QRS komplexem, tedy většinou pozitivní.

**Vlna U** – malá pozitivní výchylka následující po T-vlně. Je patrná na EKG záznamech pouze u některých jedinců, její původ je nejasný.



Obr. 1.3 – Fyziologické hodnoty trvání jednotlivých intervalů křivky EKG [5]

### 1.3 Snímání elektrické aktivity srdeční

Snímání se provádí nejčastěji z povrchu těla elektrodami umístěnými na končetinách a hrudníku, lze ho provádět také nitrosrdečně pomocí speciálních katétrů. Jelikož lidské tělo je prostorový vodič, dochází po cestě od srdečních buněk k místu snímání ke změnám projevů elektrické aktivity srdce. Jedním z mnoha faktorů může být například dýchání nebo srdeční hypertrofie.

### 1.3.1 Technické předpoklady a omezení

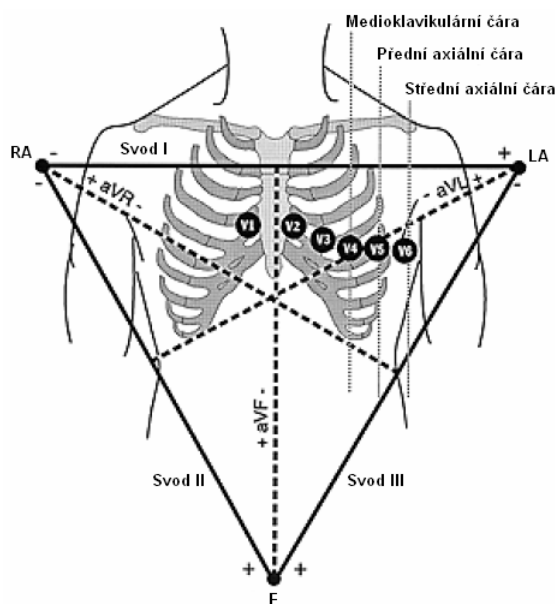
Standardně bývá přístroj seřízen tak, že směřuje-li vzruch směrem k elektrodě, je zaznamenána kladná výchylka, směřuje-li směrem od elektrody, je zaznamenána výchylka záporná. Důležitou podmínkou je konstantní uložení elektrod, aby bylo možné naměřené EKG křivky správně interpretovat.

Jedním z hlavních omezujících faktorů je rušení vznikající při snímání EKG signálu, které záznam znehodnocuje. Bývá způsobeno například změnou přechodového odporu elektrod, způsobenou pohybem pacienta (výrazné při zátěžovém EKG), nebo nežádoucím vlivem sítě, případně jiných vnějších zdrojů.

### 1.3.2 Svodové systémy

Podle místa snímání je možno rozlišit několik různých systémů:

- standardní 12svodový systém (svody I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1-V6),
- ortogonální svodový systém podle Franka (svody X, Y, Z),
- modifikované systémy pro zátěžové EKG.



Obr. 1.4 – Standardní 12svodový systém, umístění elektrod [4]

**Klasický systém** – běžně se používá 12svodový systém (Obr. 1.4). Je tvořen svody bipolárními (svody I, II, III), které registrují rozdíl potenciálů mezi dvěma místy, a svody unipolárními (svody aVR, aVL, aVF, V1-V6), které registrují potenciál z jednoho místa vzhledem k nulovému potenciálu.

**Doplňkové svody** – např. svody V3R, V4R, umístěné na pravé straně hrudníku, nebo svody V7, V8, V9, pokračující ve stejné úrovni za svodem V6 směrem k páteři.

**Jícnový svod E** – zaznamenává vysoké síňové potenciály, umožňuje posoudit elektrickou aktivitu síní a její vztah k aktivitě komor.

**Intrakardiální svody** – invazivní vyšetřovací metoda, informuje o aktivitě jednotlivých srdečních oddílů.

**Ortogonalní svody** – umožňují zobrazit srdeční vektor ve třech na sebe kolmých rovinách. Záznam vektorů lze provádět buď skalárně (svody X, Y, Z) nebo plošně (získáme vektorové smyčky, které tvoří podstatu vektokardiografie).

## 1.4 Využití EKG pro diagnostické účely

Využití elektrokardiogramu v diagnostice je mnohostranné. Slouží mimo jiné k diagnostice poruch srdečního rytmu, ischemické choroby srdeční nebo změn koncentrací některých iontů v krvi.

V rámci hodnocení EKG se posuzuje délka trvání jednotlivých úseků křivky, amplituda a změny tvaru vln a kmitů, popř. jejich úplná absence.

Jednotlivých změn částí křivky EKG je nepřehledné množství a pouhý jejich výčet přesahuje rámec této práce.

## 1.5 Poruchy srdeční činnosti

Následující část obsahuje pouze výčet a popis poruch, které jsou implementovány do realizovaného virtuálního přístroje. Všechny tyto poruchy jsou klasifikovány jako arytmie, tedy poruchy srdečního rytmu.

Jako arytmie jsou označovány všechny poruchy tvorby vzruchu a všechny poruchy vedení vzruchu. [11]

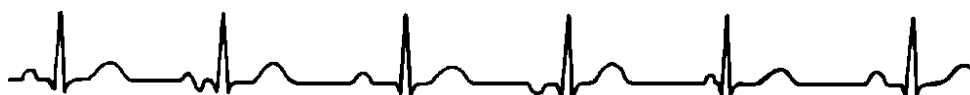
### 1.5.1 Poruchy tvorby vzruchu

Během normální srdeční činnosti vzniká vzruch v SA uzlu, protože jeho buňky mají nejvyšší rychlost spontánní depolarizace. Další centra srdeční automacie jsou v AV uzlu, v komorách, případně patologicky i v jiných oblastech. Pokud je funkce SA uzlu porušena, přebírají tato náhradní centra činnost pacemakeru.

#### Putující pacemaker

Na EKG (*Obr. 1.5*) je putující pacemaker charakterizován různými tvary P vlny a různými PQ intervaly. Je to v důsledku toho, že vzruchy vznikají nejen v SA uzlu, ale současně i v jiných činných heterotopních centrech automacie v síni.

Najdou-li se na záznamu alespoň 3 různé tvary vlny P a tři různé intervaly PQ (PR), pak se mluví o putujícím pacemakeru. Frekvence při putujícím pacemakeru je většinou nízká, často kolem 50-60/min., nebo je frekvence normální. [11]



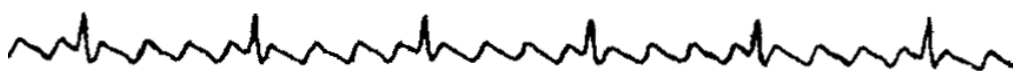
*Obr. 1.5 – Putující pacemaker [11]*

### Flutter síní (kmitání síní)

Je daleko méně častý než fibrilace síní, ale zato nebezpečnější.

Flutter síní (*Obr. 1.6*) se vyznačuje naprosto pravidelnou činností síní s frekvencí 250-350/min. Na EKG jsou flutterové síňové vlnky "F", které jsou zcela zřetelně patrné a mají stále stejný pilovitý tvar.

U této arytmie působí AV uzel jako fyziologický blok a převádí na komory každý druhý, třetí, čtvrtý vzruch. Pak je flutter síní s blokem na komory 2 : 1, 3 : 1, 4 : 1 apod. Protože je blok na komory většinou stálý, je akce srdeční pravidelná. U některých lidí je akce srdeční nepravidelná (rytmus komor je nepravidelný), u nich pak stupeň blokady kolísá od cyklu k cyklu. [11]



*Obr. 1.6 – Flutter síní s blokem na komory 4:1 [11]*

### Flutter komor (kmitání komor)

Vyskytuje se oproti fibrilaci komor zcela ojediněle, ale závažnost flutteru komor je naprosto stejná jako u fibrilace komor. Na EKG (*Obr. 1.7*) jsou silné aberantní komorové komplexy ve formě stejných pravidelných a vysokých kmitů, které připomínají sinusoidu o frekvenci 180-220/min. Nelze diferencovat jednotlivé části komorového komplexu. [11]



*Obr. 1.7 – Flutter komor [11]*

### Sinusová zástava

Jde o blokádu vzniku vzruchu v SA uzlu. Na EKG (*Obr. 1.8*) zjišťujeme dlouhou diastolickou pauzu bez patrné elektrické aktivity síní. Trvá-li toto vypadnutí sinusu určitou dobu, objeví se junkční nebo komorové uniklé stahy (extrasystoly). [11]



*Obr. 1.8 – Sinusová zástava [11]*

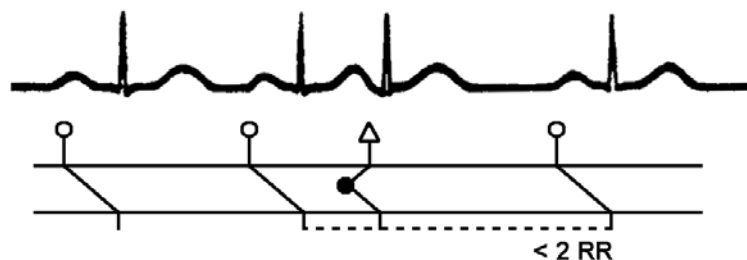
### Komorová zástava

Svalovina komor není elektricky aktivována. Na EKG nalezneme pouze vlny P nebo nezjistíme žádné známky elektrické aktivity srdce (izoelektrická linie). [11]

### Síňové předčasné stahy (síňové extrasystoly)

Základní charakteristika síňového předčasného stahu (extrasystoly): vlna P má abnormální tvar a přichází dříve než očekávaný vzruch ze sinusového uzlu, sled P-QRS-T je zachovalý a komorový komplex má štíhlý tvar (běžný normální tvar).

Po síňové extrasystole následuje neúplná kompenzační pauza (*Obr. 1.9*), protože síňový vzruch se obvykle převede zpětně i na SA uzel a vybije vzruch, který se v něm tvoří. Nový vzruch se začíná v SA uzlu tvořit od počátku a na síně se převede v normálním intervalu. Součet pre- a postextrasystolického intervalu ( $R-R^*$  a  $R^*-R$ ) je tedy menší než  $2 \times R-R$ . [11]



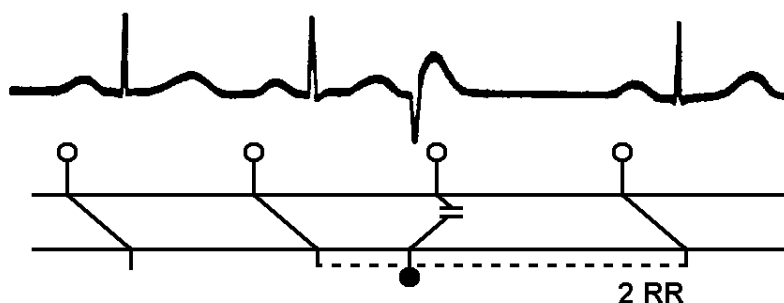
*Obr. 1.9 – Síňová extrasystola, neúplná kompenzační pauza* [11]

### Komorové předčasné stahy (extrasystoly)

Komorové předčasné stahy mají svůj původ v ektopických centrech komor. Vznikají nejčastěji ve svalovině komor nebo v Purkyňových vláknech. Jsou závažnější než supraventrikulární extrasystoly.

Základní EKG charakteristika komorových extrasystol je: komorový komplex má výrazně aberantní tvar, který se podobá bloku pravého nebo levého raménka, T vlna je diskordantní s hlavní výchylkou komorového komplexu, QRS komplex je rozšířen nad 0,11 s.

Po komorových extrasystolách bývají komory v době příchodu následujícího normálního podráždění ještě v refrakterní fázi, takže na tento impuls nemohou reagovat, a proto dojde k jejich stahu až při dalším normálním impulsu. Tím vzniká tzv. úplná kompenzační pauza (*Obr. 1.10*), tzn. součet pre- a postextrasystolického intervalu je roven dvěma normálním, obvykle sinusovým stahům ( $R - R^* + R^* - R = 2 RR$ ). [11]



*Obr. 1.10 – Komorová extrasystola, úplná kompenzační pauza* [11]

## 1.5.2 Poruchy vedení vzruchu

Tyto poruchy jsou způsobeny nesprávným vedením vzruchů převodním systémem srdečním. Může být narušen převod vzruchu z SA uzlu na síně, ze síní na komory a dále také rozvod vzruchu po obou komorách Tawarovými raménky.

### Sinoatriální blokáda (SA blok)

Je to dysrytmie, při níž vedení impulsu z SA uzlu na síně je zpomaleno nebo blokováno. Má 3 stupně, přičemž SA blok 1. stupně nelze z EKG diagnostikovat.

SA blok 2. stupně má dva typy: Typ I je charakterizován postupným zkracováním intervalu mezi vlnami P, až dojde k výpadu (spolu s komorovým komplexem QRS). Typ II (*Obr. 1.11*) se vyznačuje výpadem P vlny (i s komorovým komplexem), aniž by mu předcházelo postupné zkracování intervalu P-P. Blok je pravidelný nebo nepravidelný.

SA blok 3. stupně (úplný blok) - žádný impuls se nepřevede ze sinusového uzlu na předsíně. [11]



*Obr. 1.11 – Sinoatriální blokáda 2. stupně, typ II [11]*

### Atrioventrikulární blokáda (AV blok)

AV blokáda vyjadřuje poruchy převodu vzruchu ze sinusového uzlu do atrioventrikulární převodové soustavy a do vodivé soustavy komor. Je tedy porušen převod vzruchu ze síní na komory.

Jsou 3 stupně AV blokády, které mohou v sebe různě přecházet.

AV blok 1. stupně - je prodlouženo vedení vzruchu ze síní na komory, což se projevuje na EKG prodloužením PQ intervalu nad 0,20 s, délka PQ intervalu je konstantní.

AV blok 2. stupně znamená neúplný, částečný blok a má dva typy. Mobitz I je charakterizován postupným prodlužováním PQ intervalu, až dojde k vypadnutí QRS komplexu. Celý proces se pravidelně opakuje. Mobitz II (*Obr. 1.12*) se vyznačuje konstantním intervalem PQ s náhlým nepřevodem vzruchu na komory (chybí QRS komplex při zachovalé vlně P), buď pravidelným nebo nepravidelným.

AV blok 3. stupně (úplný AV blok) - vedení na komory je úplně přerušeno, na komory se nepřevede žádný impuls ze síní a síně i komory tepou vlastním, na sobě nezávislým rytmem. [11]



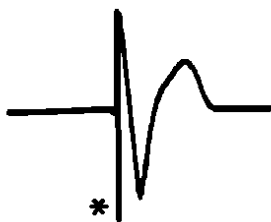
*Obr. 1.12 – Atrioventrikulární blok 2. stupně, Mobitz II [11]*

### 1.5.3 Stimulovaný rytmus

Pokud srdce nemá patřičný vlastní rytmus a komory nestačí přečerpávat dostatečný objem krve, pak je indikováno použití umělých srdečních stimulatorů.

Protože se pro stimulaci používají unipolární elektrody (druhý pól tvoří kovový plášť stimulatoru), projeví se na EKG vyslaný stimulační impuls charakteristickým artefaktem. Stimulovaný rytmus má zcela jasný EKG obraz (*Obr. 1.13*) a neměl by být přehlédnut.

EKG obraz stimulovaného rytmu charakterizuje nález typických ostrých krátkodobých kmitů, které se dají rozpoznat ve všech svodech, a aberantní široké komorové komplexy, které mají nejčastěji tvar bloku levého raménka, jelikož elektroda je nejčastěji zavedena do pravé komory (tím dochází k abnormálnímu šíření vzruchu po komorách - nejprve se tedy stimuluje pravá komora a pak i levá). [11]



*Obr. 1.13 – EKG obraz stimulovaného rytmu. (\* označuje abnormální kmit) [11]*

## 2 Metody generování EKG signálu

Existují dvě hlavní metody pro vytvoření EKG křivky – matematický model a grafická konstrukce.

### 2.1 Metoda matematická

Jakýkoli periodický signál lze matematicky popsat, a jelikož signál EKG je ve své podstatě také periodický – s kmitočtem rovným srdeční frekvenci – lze ho popsat také. Dále budou stručně uvedeny dva způsoby matematického vyjádření.

#### 2.1.1 Fourierova řada

Dle [9, str. 102] lze periodický signál s periodou  $T$  vyjádřit jako součet různě váhovaných a vzájemně posunutých sinusových a kosinusových funkcí vztahem

$$f(t) \approx \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos k\omega t + b_k \sin k\omega t), \text{ kde } \omega = \frac{2\pi}{T}. \quad (2.1)$$

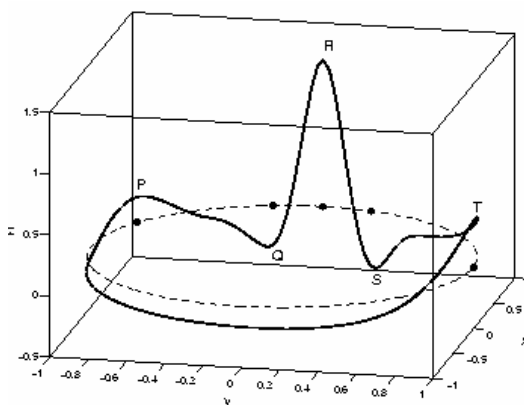
Čísla  $a_k, b_k$  nazýváme Fourierovými koeficienty a platí pro ně

$$a_k = \frac{2}{T} \int_a^{a+T} f(t) \cos k\omega t dt, \quad b_k = \frac{2}{T} \int_a^{a+T} f(t) \sin k\omega t dt. \quad (2.2)$$

Prohlédneme-li si idealizovaný průběh EKG křivky (*Obr. 1.2 nebo 1.3*), zjistíme, že jedna perioda signálu se skládá z částí sinusových a trojúhelníkových funkcí. Každý prvek křivky pak lze vyjádřit pomocí těchto posunutých a různě váhovaných funkcí. Všechna tato vyjádření je pak možno sečíst a získat tak požadovaný EKG signál.

#### 2.1.2 Dynamický model

Tento model generuje cyklickou trajektorii v trojrozměrném prostoru (*Obr. 2.1*). Periodicita EKG je představována pohybem dokola po této trajektorii. Kolísání amplitudy u klasického záznamu EKG je znázorněno pohybem ve směru osy  $z$ .



Obr. 2.1 – Typická trajektorie generovaná dynamickým modelem [3]



Významné body křivky P, Q, R, S a T jsou určeny konkrétními úhly  $\theta_i$  v rovině  $x, y$ . Pohyb po této trajektorii je popsán soustavou tří obyčejných diferenciálních rovnic [3]

$$\begin{aligned}\dot{x} &= \alpha x - \omega y \\ \dot{y} &= \alpha y - \omega x \\ \dot{z} &= - \sum_{i \in P, Q, R, S, T} a_i \Delta \theta_i \exp(-\Delta \theta_i^2 / 2b_i^2) - (z - z_0),\end{aligned}\tag{2.3}$$

kde  $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$ ,  $\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod 2\pi$ ,  $\theta = a \tan 2(y, x)$ ,  $\omega$  je úhlová rychlost a  $z_0$  představuje izoelektrickou linii. Její výkyvy, způsobené dýcháním o frekvenci  $f_2$ , lze popsat vztahem  $z_0 = A \sin 2\omega f_2 t$ , kde  $A = 0,15$  mV

Jednotlivé parametry v soustavě rovnic (2.3) jsou uvedeny v Tab. 2.1.

Tabulka 2.1 – Parametry modelu EKG [3]

Index ( $i$ )	$P$	$Q$	$R$	$S$	$T$
Čas (sec)	-0.2	-0.05	0	0.05	0.3
$\theta_i$ (rad)	$-\frac{1}{3}\pi$	$-\frac{1}{12}\pi$	0	$\frac{1}{12}\pi$	$\frac{1}{2}\pi$
$a_i$	1.2	-5.0	30.0	-7.5	0.75
$b_i$	0.25	0.1	0.1	0.1	0.4

## 2.2 Metoda grafická

Dalším možným způsobem tvorby EKG křivky je grafická konstrukce. V zásadě spočívá v nakreslení idealizovaného průběhu křivky a následném navzorkování. Podle způsobu dalšího využití lze toto provést pro celou periodu signálu nebo pro každý specifický úsek EKG křivky zvlášť. Druhá zmíněná varianta může být vhodnější, zejména pokud je nutné brát v úvahu variabilitu tvaru či délky jednotlivých úseků, případně jejich patologické změny. V dalším zpracování je pak možné vybírat z několika variant a tím dosáhnout realističtějšího tvaru křivky.

## 3 Realizace generátoru EKG signálu

### 3.1 LabVIEW

LabVIEW je vývojové prostředí využívající grafický programovací jazyk. Pracuje s blokovými schématy, kterými se vytváří virtuální přístroj (VI). Tyto bloky představují jednotlivé programy pro dílčí operace.

Hlavními částmi tohoto prostředí jsou čelní panel a blokový diagram. Zatímco čelní panel obsahuje všechny ovládací prvky, blokový diagram obsahuje prvky funkční, které vykonávají konkrétní operace a ty jsou svázány s bloky na předním panelu.

### 3.2 Vybraná metoda generování

Pro účely této práce byla zvolena kombinace dvou z výše popsaných metod. Ta by se dala nazvat *pseudografická*.

Jelikož LabVIEW je prostředí, které pracuje s daty jako se signály a pro popis činnosti používá bloková schémata spíše než matematické vztahy, byla by metoda generování EKG signálu zcela založená na jeho matematickém popisu značně nevýhodná.

Zvolená metoda v podstatě spočívá v samostatném vygenerování jednotlivých úseků křivky na základě podobnosti se sinusovým nebo trojúhelníkovým vzorem a jejich seřazení za sebe. Tím vznikne zidealizovaný tvar křivky EKG (jaký je třeba na *Obr. 1.3*), který lze pak následně upravit do realističtější podoby (například zaoblením hran pomocí filtrace).

### 3.3 Realizace VI

Vytvořený VI umožňuje:

- Generování EKG signálu se zadanou tepovou frekvencí v rozsahu 30-150 tepů za minutu a volitelnou výchylkou jednotlivých vln a kmitů ve fyziologických rozsazích (dle teoretického úvodu).
- V rámci nastavování parametrů volbu manuálního nastavení nebo výběru z pevně přednastavených hodnot typických pro jednotlivé standardní svody, které se pro snímání EKG používají.
- Náhodnou změnu tepové frekvence ve zvoleném rozsahu.
- Realizaci specifických poruch srdeční činnosti, převážně poruch tvorby a vedení vzruchu. Zároveň je zobrazován i jejich popis.
- Simulaci nežádoucích jevů vznikajících při snímání reálného EKG signálu, konkrétně rušení síťovým kmitočtem, běžný Gaussovský šum a rušení způsobené dýcháním a pohyby pacienta.
- Zobrazení generovaného signálu ve formě obvyklé pro zobrazování EKG, tedy postupným vykreslováním průběhu.
- Uložení hodnot signálu do textového souboru ve vybraném formátu a s volitelným počtem desetinných míst. Ukládání je možné dle potřeby zapínat a vypínat. Probíhající ukládání je indikováno výrazným upozorněním.

- Realizovat generovaný signál pomocí analogového výstupu měřící karty.
- Zobrazení nápovědy k programu za jeho běhu.
- Zastavení běhu programu nebo zavření celého prostředí LabVIEW pomocí dvou různých tlačítek.

Základní struktura VI je popsána v následujícím textu.

### 3.3.1 Čelní panel

Vzhled celého čelního panelu je na *Obr. 3.1*.



*Obr. 3.1 – Vzhled uživatelského rozhraní*

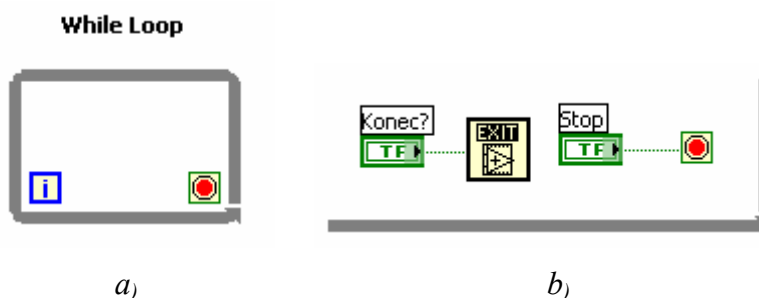
Čelní panel slouží převážně k interakci s uživatelem. Obsahuje ovládací prvky umožňující např. nastavení tepové frekvence či výchylek jednotlivých vln a kmitů křivky EKG a také indikátory, které slouží k zobrazení generovaného signálu nebo signalizaci probíhajícího ukládání do souboru. Všechny ovládací prvky jsou propojeny s blokovým diagramem a jsou v něm zastoupeny vlastní ikonou.

### 3.3.2 Blokový diagram – základní struktura

Kompletní blokový diagram v základní konfiguraci je na obrázku v *Příloze 1*.

Všechny části diagramu jsou uzavřeny ve struktuře *While Loop* (Obr. 3.2a), která umožňuje kontinuální běh programu, což znamená, že program neproběhne pouze jednou, ale běží stále do té doby, než je splněna ukončovací podmínka – stisknutí tlačítka *Stop*.

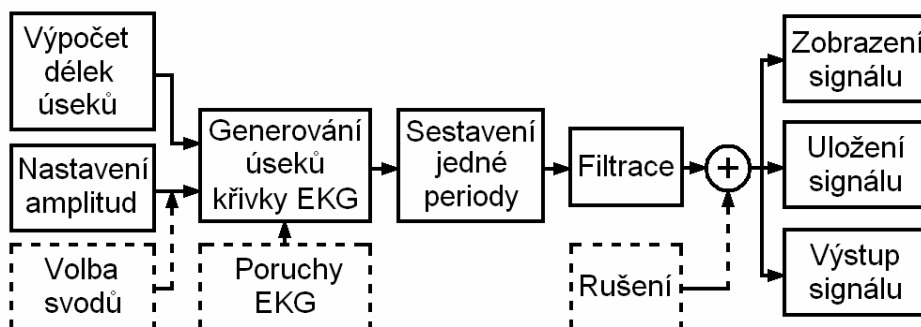
Program je doplněný o funkci *Quit LabVIEW*, která zastaví všechny běžící virtuální přístroje a zavře prostředí LabVIEW (Obr. 3.2b). Funkce je spuštěna stisknutím tlačítka *Zavřít* na čelním panelu.



Obr. 3.2 – Struktura *While Loop* a její využití v programu, funkce *Quit LabVIEW*

Dále blokový diagram obsahuje stěžejní části, které tvoří vlastní funkční strukturu celého VI (Obr. 3.3). Jsou to části realizující zejména:

- vytvoření jednotlivých úseků křivky a jejich složení do jedné periody EKG,
- nastavování délek a výchylek úseků EKG křivky,
- volbu standardních svodů,
- realizaci poruch EKG a rušení,
- vyhlazení signálu filtrací,
- zobrazení signálu,
- uložení signálu do souboru a jeho realizaci pomocí analogového výstupu měřicí karty
- a další doplňkové funkce.



Obr. 3.3 – Zjednodušené blokové schéma programu

### 3.3.3 Blokový diagram – popis částí

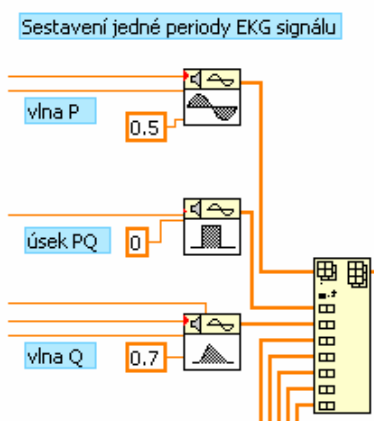
Jednotlivé dílčí celky blokového diagramu jsou převážně řazeny za sebe ve směru zleva doprava, shodně s obvyklým znázorňováním toku signálu.

#### Sestavení EKG křivky

K vytvoření úseků křivky byly použity funkční bloky *Sine Pattern* (pro vlny P a T), *Triangle Pattern* (pro kmity Q, R a S) a *Pulse Pattern* (pro úseky PQ, ST a TP) ze skupiny *Signal Generation* (Obr. 3.4).

Společnými parametry těchto prvků jsou amplituda a počet vzorků, který ve své podstatě udává délku konkrétního úseku. Dále byl využit parametr *Cycles* u sinusového vzoru, nastavený na hodnotu 0,5, pro zobrazení pouze kladné půlvlny. U trojúhelníkového vzoru bylo nutné nastavit parametr *Asymmetry* na hodnotu zjištěnou empiricky tak, aby na sebe jednotlivé kmity dobře navazovaly. Hodnota parametru *Width* je odvozena od délky úseku (viz dále). Izoelektrické úseky EKG křivky byly vytvořeny jako obdélníkový impuls s nulovou amplitudou.

Pro vlnu R je navíc prováděna korekce vstupních parametrů s ohledem na návaznost na předchozí a následující kmity. Tím je zajištěn realistický tvar křivky i pro velmi různorodé hodnoty nastavených výchylek. Příslušným přepočtem je ovlivňován počet vzorků úseku a parametr *Width*.



Obr. 3.4 – Sestavení EKG křivky

Všechny takto vytvořené úseky byly zařazeny za sebe do jednorozměrného pole pomocí funkce *Insert Into Array* ze skupiny *Array* (Obr. 3.4). Tím vznikla celá jedna perioda EKG signálu.

#### Nastavení parametrů signálu

Pro generovaný signál lze nastavit tepovou frekvenci a samostatně výchylky jednotlivých vln.

Výchylky lze nastavovat pomocí ovládacích prvků *Horizontal Pointer Slide* na čelním panelu (Obr. 3.5a,b). Ty jsou propojeny přímo se vstupy bloků, které vytvářejí jednotlivé úseky křivky. Nastavitelné rozsahy hodnot jsou uvedeny v Tabulce 3.1.

Tabulka 3.1 – Nastavitelné rozsahy amplitud

Úsek	Vlna P	Vlna Q	Vlna R	Vlna S	Vlna T
Rozsah [mV]	-0,2 – 0,3	-0,3 – 0	0 – 2	-1,5 – 0	-0,5 – 1,5

Každý z úseků EKG křivky je specifickým způsobem závislý na tepové frekvenci. Dle [7, str. 22] lze přibližně vyjádřit tuto závislost těmito vztahy:

$$t_P = -0,21 \cdot f_{tep} + 102,9 \quad (3.1)$$

$$t_{PQ} = -0,45 \cdot f_{tep} + 88,9 \quad (3.2)$$

$$t_{QRS} = 290,9 \cdot f_{tep}^{-0,215} \quad (3.3)$$

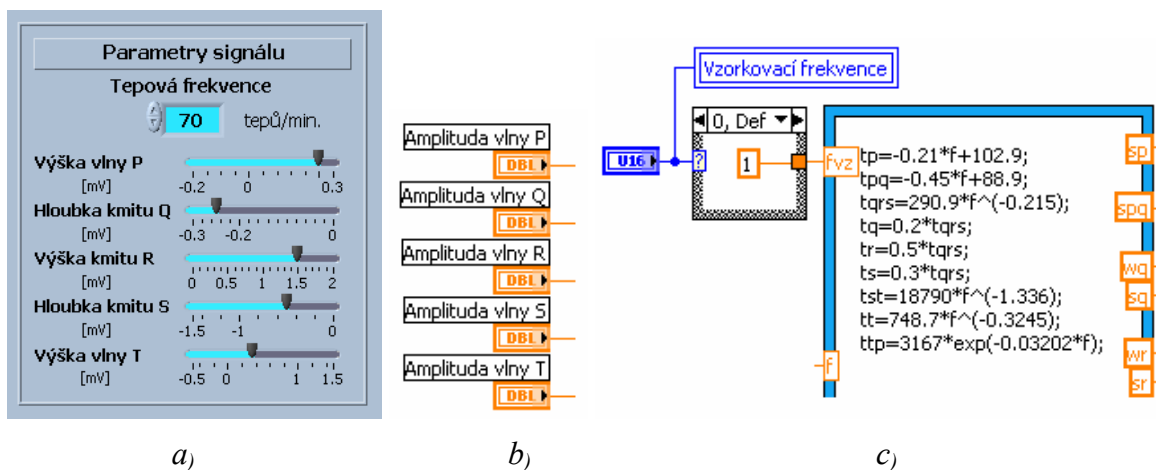
$$t_{ST} = 1,879 \cdot 10^4 \cdot f_{tep}^{-1,336} \quad (3.4)$$

$$t_T = 748,7 \cdot f_{tep}^{-0,3245} \quad (3.5)$$

$$t_{TP} = 3167 \cdot e^{-0,03202 \cdot f_{tep}}, \quad (3.6)$$

kde  $t_i$  [ms] je délka trvání konkrétního úseku a  $f_{tep}$  [ $\text{min}^{-1}$ ] je tepová frekvence.

Tyto vztahy byly implementovány do programu pomocí bloku *MathScript Node* (Obr. 3.5c), jehož vstupem je nastavená hodnota tepové frekvence a také konstanta umožňující zohlednění nastavené vzorkovací frekvence pro potřeby ukládání (viz dále). V tomto bloku je také uskutečněn přepočítání délky úseků na počet vzorků a pro trojúhelníkový vzor také na jeho šířku. Tyto hodnoty pak tvoří výstupy bloku. Pro kmity Q, R a S byl uvažován poměr délek trvání Q:R:S = 2:5:3.

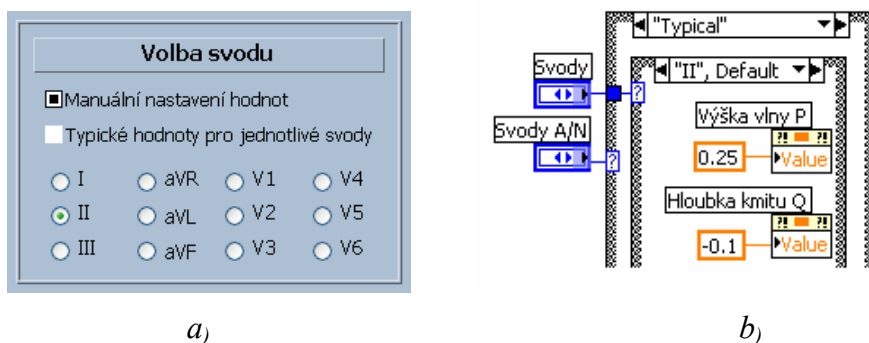


Obr. 3.5 – Nastavování parametrů signálu

Jako doplněk pro nastavování tepové frekvence byl vytvořen tzv. *Náhodný mód*. Pokud je zapnut, je tepová frekvence náhodně měněna v nastavitelném rozsahu. Blok *Random Numer (0-1)* generuje náhodné číslo z intervalu  $\langle 0,1 \rangle$ , to je pak násobeno konstantou 120 a pomocí bloku *In Range and Coerce* buď propuštěno nebo zaokrouhлено podle nastaveného rozsahu. Celý blok je umístěn ve struktuře *Case Structure*, která pro hodnotu *false* obsahuje jen ovládací prvek tepové frekvence.

## Volba svodů

V rámci bloku nastavování parametrů signálu je uskutečňována volba mezi manuálním nastavováním parametrů a pevným nastavením na hodnoty typické pro jednotlivé svody standardního 12ti-svodového systému (Obr. 3.6a). Tyto hodnoty jsou nastaveny tak, aby odpovídaly přibližně údajům, které se všeobecně považují za normální. Přednastavené typické hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 3.2 a byly zvoleny po konzultaci s odborníky. Rozsah normálních hodnot je však velice variabilní, a proto lze tyto hodnoty změnit podle potřeby, avšak až po opětovném přepnutí do manuálního režimu.



Obr. 3.6 – Volba svodů

Vlastní realizace volby svodů využívá dvou do sebe vnořených struktur *Case structure* (Obr. 3.6b). První řídí přepínání mezi manuálním nastavováním a pevnými hodnotami, druhá pak volbu jednotlivých svodů. Obě jsou ovládány prvky typu *Radio Buttons* na čelním panelu. Každý z případů vnořené struktury nastavuje vlastnost *Value* jednotlivých ovládacích prvků *Horizontal Pointer Slide* na hodnoty dle Tabulky 3.2.

Tabulka 3.2 – Nastavení jednotlivých svodů [mV]

	Vlna P	Kmit Q	Kmit R	Kmit S	Vlna T
Svod I	0,15	-0,10	0,60	0,00	0,40
Svod II	0,25	-0,10	0,90	-0,15	0,40
Svod III	0,25	-0,05	1,10	-0,05	0,50
Svod aVR	-0,15	0,00	0,10	-0,80	-0,40
Svod aVL	-0,10	0,00	0,15	-0,80	0,20
Svod aVF	0,20	-0,15	1,00	-0,05	0,40
Svod V1	0,10	0,00	0,45	-1,50	0,50
Svod V2	0,05	0,00	0,90	-1,50	1,00
Svod V3	0,05	0,00	1,10	-0,60	0,90
Svod V4	0,10	0,00	1,30	-0,10	0,60
Svod V5	0,10	-0,60	1,10	0,00	0,50
Svod V6	0,10	-0,10	1,10	0,00	0,40

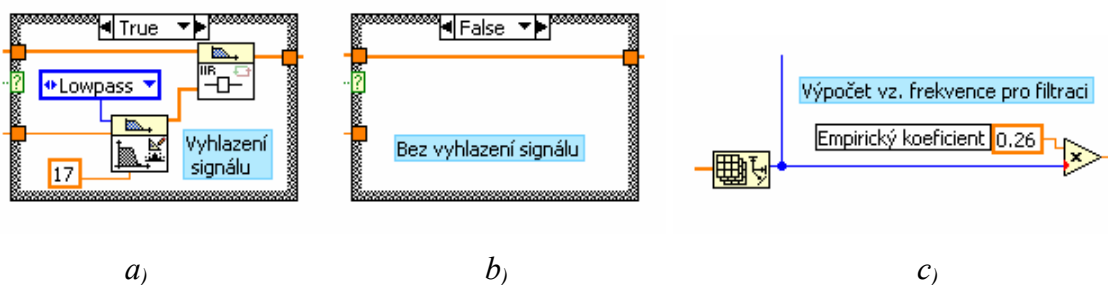
## Vyhlcení signálu

Výsledkem prostého sestavení jedné periody signálu je průběh s ostrými hranami. K jejich vyhlazení byl použit blok *IIR Filter*, jehož vstupem je vytvořené jednorozměrné pole s jednou periodou signálu a koeficienty impulsní charakteristiky vypočtené pomocí bloku *FIR windowed coefficients* (Obr. 3.7a). Tento blok vyžaduje vstupní údaje o typu

filtru, v našem případě se jedná o dolní propust, a také o mezní a vzorkovací frekvenci. Oba tyto údaje byly získány empiricky tak, aby vyhlazený signál subjektivně působil jako přiměřeně vyhlazený, ale zároveň ne příliš zkreslený. Pro mezní frekvenci byla zvolena hodnota 17 Hz. Vhodná vzorkovací frekvence filtru je závislá na nastavené tepové frekvenci a je tedy počítána z celkového počtu vzorků jedné periody signálu násobením empirickým koeficientem 0,26 (Obr. 3.7c).

Výstupem filtračního bloku je opět jednorozměrné pole s jednou periodou signálu.

Celý blok pro filtraci je umístěn ve struktuře *Case Structure*, která v tomto případě umožňuje v případě nutnosti vynechání filtrace (hodnota *false*). Taková situace nastane v případě, když je zapnuta realizace některé z poruch srdeční činnosti (viz dále), jejíž tvar by filtrace spíše znehodnotila, než vylepšila. Pak struktura obsahuje pouze propojení vstupu a výstupu (Obr. 3.7b).



Obr. 3.7 – Filtrace a výpočet vzorkovací frekvence pro filtraci

## Modely rušení

Vytvořený VI umožňuje modelovat celkem tři druhy rušení, které mohou vzniknout při snímání reálného EKG signálu. Jsou to pohybové artefakty, rušení z napájecí sítě a bílý Gaussovský šum modelující např. termický šum použitých zesilovačů při zpracování signálu.

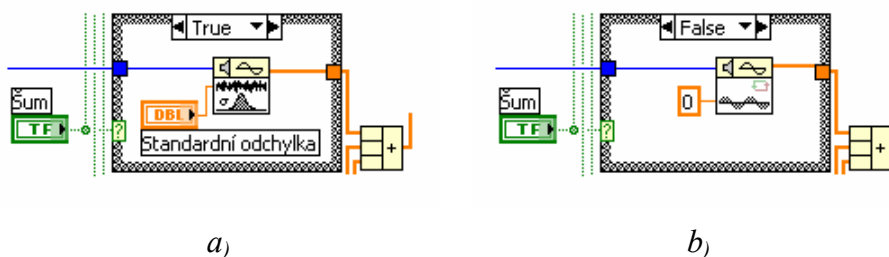
Všechna rušení jsou umístěna samostatně ve strukturách *Case Structure*, lze je tak zapínat a vypínat nezávisle na sobě, tedy i všechna zároveň. Pro hodnotu *false* obsahují struktury blok *Sine Wave*, který generuje sinusovou vlnu s nulovou amplitudou a délkou jedné periody generovaného signálu (Obr. 3.9b, 3.10b, 3.11b). Všechna výstupní pole jsou sečtena, a pokud je zapnuto alespoň jedno rušení, je tento součet přičten (Obr. 3.8) ke generované EKG křivce (opět ve struktuře *Case Structure*).



Obr. 3.8 – Přičtení rušivých signálů

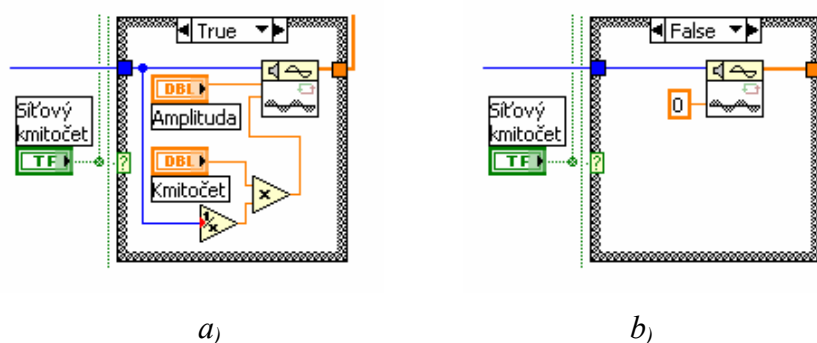
Rušení šumem je vytvořeno pomocí bloku *Gaussian White Noise* (Obr. 3.9a), jehož parametrem je standardní odchylka nastavitelná v rozsahu 0 – 2 mV.





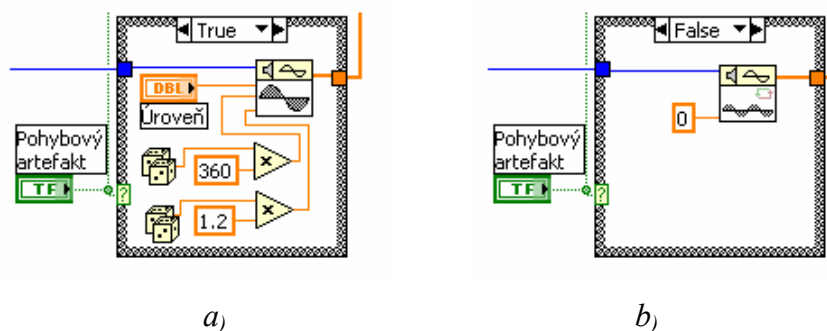
Obr. 3.9 – Rušení šumem

Signál pro modelování rušení síťovým kmitočtem je realizován blokem *Sine Wave* s amplitudou nastavitelnou na čelním panelu a kmitočtem 50 Hz nebo 60 Hz (Obr. 3.10a). Ten je přepočten na požadovanou normalizovanou jednotku *cycles/sample*, tedy počet cyklů na vzorek.



Obr. 3.10 – Rušení síťovým kmitočtem

Pohybový artefakt je vytvořen pomocí bloku *Sine Pattern* (Obr. 3.11a). Parametry *phase* a *cycles* jsou v každé iteraci generovány náhodně, to se projeví na výsledném signálu jako náhodné kolísání izoelektrické linie. Úroveň tohoto kolísání je nastavitelná.



Obr. 3.11 – Rušení pohybovými artefakty

### Zobrazení signálu

Zobrazení signálu je realizováno pomocí objektu *Waveform Chart* (Obr. 3.12a), který umožňuje několik variant vykreslování signálu. Aby bylo možné realizovat vykreslování vytvořené EKG křivky v reálném čase bod po bodu, bylo nutno od sebe oddělit jednotlivé hodnoty vzorků signálu. K tomu byla použita struktura *For Loop*, tedy cyklus s pevným počtem opakování. Je-li na její vstup přivedeno jednorozměrné pole s jednou periodou signálu a k terminálu *N* pro počet iterací připojena konstanta udávající počet vzorků jedné periody, pak cyklus pracuje tak, že během jedné iterace přijme jeden

vzorek signálu a přes blok *Built Array* jej zobrazí. V další iteraci přijme vzorek následující. Takto postupně projde všechny vzorky a čeká, až mu na vstup přijde další perioda signálu. Každá perioda může mít tedy jiné vlastnosti, pokud během vykreslování měníme parametry křivky EKG.



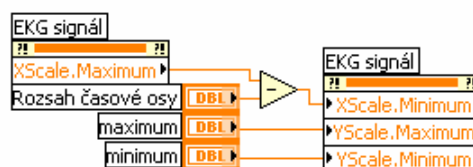
Obr. 3.12 – Zobrazení signálu

Pro vykreslování signálu byla zvolena varianta obvyklá pro EKG pomocí nastavení vlastností objektu *Waveform Chart*, konkrétně *Update Mode* → *Scope Chart*.

Měřítka časové osy bylo upraveno tak, aby souhlasilo s časovými parametry signálu. Toho bylo dosaženo nastavením parametru *XScale.Multiplier* objektu *Waveform Chart* (Obr. 3.12b), v závislosti na počtu vzorků jedné periody signálu  $s$  [-] a tepové frekvenci  $f_{tep}$  [ $\text{min}^{-1}$ ] dle vztahu

$$XScale.Multiplier = \frac{60}{s \cdot f_{tep}} \quad (3.7)$$

Pro přehlednější ovládání byl k objektu *Waveform Chart* přidán blok umožňující přímé zadávání požadovaného rozsahu časové i napěťové osy. Trojice prvků typu *Numeric Control* řídí parametry *XScale.Minimum*, *YScale.Minimum* a *YScale.Maximum* (Obr. 3.13) objektu *Waveform Chart*.



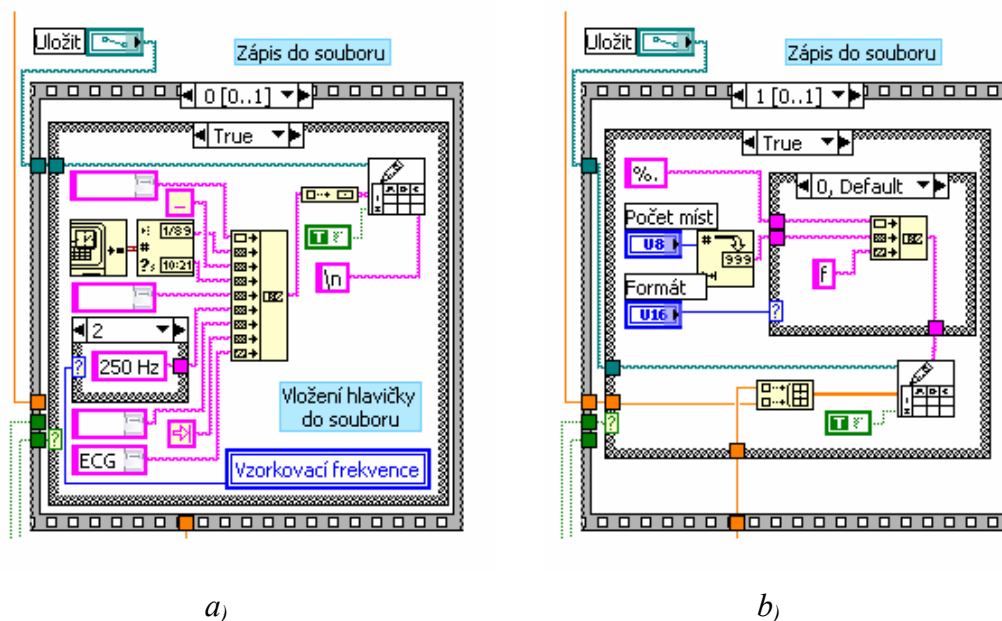
Obr. 3.13 – Ovládání rozsahů os

## Uložení signálu

Celá skupina funkcí umožňující uložení signálu do souboru je umístěna ve stejné struktuře *For Loop*, jako funkce pro zobrazení signálu. Obě činnosti tedy probíhají synchronně. Časování struktury je realizováno s ohledem na zvolenou vzorkovací frekvenci (Obr. 3.16). Vstupní hodnotou funkce *Wait Until Next ms Multiple* je časový údaj v [ms], který v našem případě udává časovou vzdálenost mezi jednotlivými vzorky. Možné hodnoty vzorkovací frekvence jsou 1000 Hz, 500 Hz a 250 Hz, časovací konstanta bude tedy 1 ms, 2ms a 4 ms. Pro přepínání je použita opět struktura *Case Structure* řízená prvkem čelního panelu typu *Menu Ring*. Tentýž prvek řídí zároveň výpočet délek jednotlivých úseků křivky EKG.

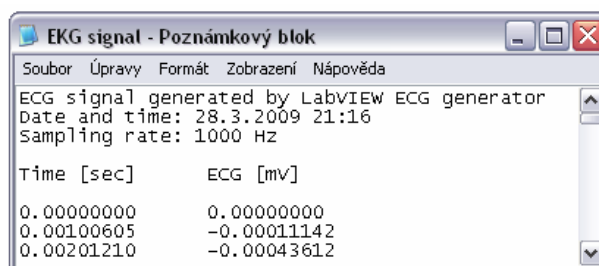
Dále je tato skupina umístěna ve struktuře *Stacked Sequence Structure* (Obr. 3.14a,b), která umožňuje vložení hlavičky před ukládaná data. Struktura se skládá ze

dvou rámců, které jsou vykonávány sekvenčně. Dojde-li tedy k zapnutí ukládání, je do souboru nejprve vložena hlavička (Obr. 3.15) a teprve poté jsou ukládány jednotlivé vzorky signálu. Oba rámce obsahují strukturu *Case Structure*, která je v případě vlastního ukládání ovládána přepínačem *Slide Switch* na čelním panelu (pod názvem *Zápis do souboru*), v případě vložení hlavičky pak soustavou logických funkcí (Obr. 3.16) sloužících k tomu, aby byla hlavička vložena pouze jednou a ne před každým vzorkem.



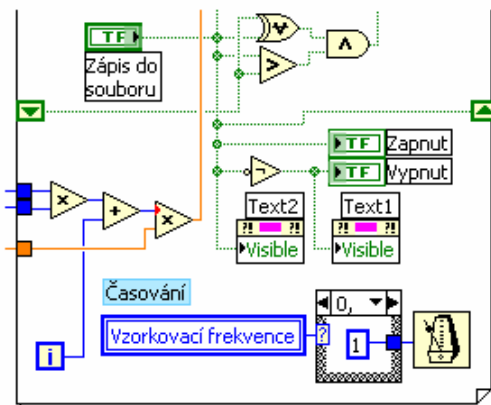
Obr. 3.14 – Vložení hlavičky, ukládání signálu do souboru

Hlavička obsahuje základní údaje o generovaném signálu: vzorkovací frekvenci, datum a čas, kdy byl signál generován. Dále obsahuje nadpisy sloupců, do kterých je signál ukládán, včetně jednotek.



Obr. 3.15 – Hlavička textového souboru

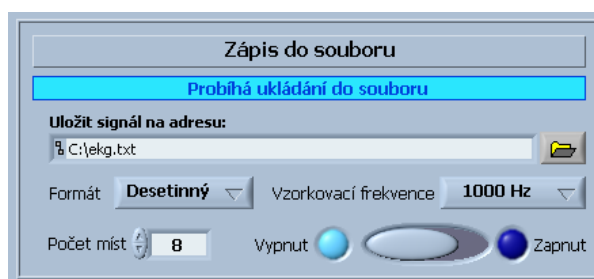
Vlastní ukládání do souboru (Obr. 3.14b) je uskutečňováno funkcí *Write To Spreadsheet File*, jejímiž parametry jsou *file path*, tedy cesta k souboru, do kterého se má signál ukládat (pokud v současné době neexistuje, program jej sám vytvoří) a konstanta *true* připojená ke vstupu *append to file?* umožňující přidávání dat na konec souboru. V našem případě bude každá hodnota vzorku signálu na samostatném řádku spolu s časem, který tomuto vzorku odpovídá. Vlastní data jsou připojena ke vstupu *ID data* přes blok *Built Array*. Ten je použit tentokrát k připojení časového údaje ke vzorku. K jeho výpočtu jsou použity aktuální hodnoty iterací struktur *While Loop* a *For Loop*, celkový počet vzorků konkrétní periody signálu a jednotka časové osy vypočtená podle (3.7).



Obr. 3.16 – Řízení ukládání a časování

Data lze ukládat v různém formátu a s libovolným počtem desetinných míst. Jelikož vstup *format* bloku *Write To Spreadsheet File* vyžaduje datový typ *string*, je nutno tento řetězec nejprve složit pomocí funkce *Concatenate Strings*. První částí řetězce jsou uvozovací znaky „%.“, které charakterizují informaci o formátování. Další částí pak tvoří číslo určující počet desetinných míst a písmeno definující formát ukládaného čísla, v našem případě „e“ nebo „f“ pro vědecký, resp. desetinný formát. Hodnotu počtu míst je třeba navíc převést na datový typ *string* pomocí funkce *Number To Decimal String*.

Aby bylo možné měnit formát ukládání, je opět použita struktura *Case Structure*, ve které je umístěna funkce *Concatenate Strings* a řetězec určující nastavený formát. Struktura je řízena z čelního panelu ovládacím prvkem *Menu Ring* (pod názvem *Formát*), jehož výstupem jsou hodnoty 0 nebo 1. Implicitní nastavení je 0, tedy desetinný formát. Počet desetinných míst lze také nastavit z čelního panelu, primární hodnota je 8, nastavitelný rozsah je 1 až 20 desetinných míst.



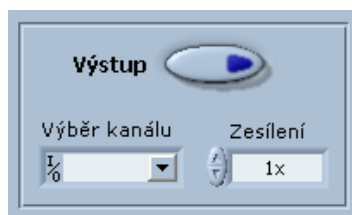
Obr. 3.17 – Nastavení a indikace ukládání

Doplňkovými funkcemi jsou indikátory ukládání (Obr. 3.16, 3.17). K signalizaci zapnutého resp. vypnutého ukládání slouží dva indikátory *Round LED* na čelním panelu. Probíhající ukládání signalizuje také výrazný nápis „Probíhá ukládání do souboru“, který je viditelný jen při ukládání.

### Analogový výstup signálu

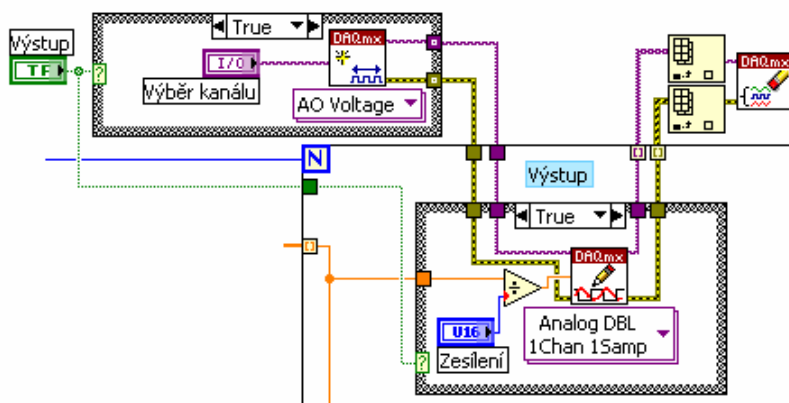
V téže struktuře *For Loop*, jako je zobrazování a ukládání signálu, je umístěna stěžejní část funkcí zajišťujících analogový výstup. Generovaná data jsou odesílána na vybraný kanál měřicí karty, která je k dispozici a je kompatibilní s příslušným softwarem.

Požadovaný kanál je možné vybrat na čelním panelu (*Obr. 3.18*), taktéž je zde možné nastavit zesílení signálu, pokud je potřeba získat jinou úroveň signálu, než jsou desetiny až jednotky milivoltů.



*Obr. 3.18 – Ovládání analogového výstupu*

V případě, že je vybrán kanál a zapnut výstup, je v rámci každé iterace hlavní struktury *While Loop* vytvořena úloha pomocí funkce *DAQmx Create Virtual Channel* s nastavením *AO Voltage* pro analogový napěťový výstup (Obr. 3.19). Informace o úloze je vedena do struktury *For Loop* k funkci *DAQmx Write*. Na její vstup přichází vždy jeden vzorek signálu (který je ve stejnou dobu zobrazován, případně ukládán), to se projeví přítomností konkrétního napětí na příslušném kanále měřicí karty. Po ukončení činnosti struktury *For Loop* je úloha ukončena funkcí *DAQmx Clear Task*.



*Obr. 3.19 – Řízení analogového výstupu*

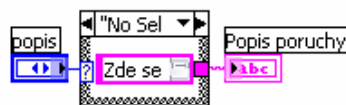
Vzhledem k tomu, že výstupní signál je reprezentován diskrétními hodnotami napětí, které se na výstupu vyskytují po konkrétní dobu danou časováním (tzn. nastavenou vzorkovací frekvencí), je výsledný průběh schodovitého tvaru. Pro přiblížení k reálnému vzhledu signálu byl navržen výstupní vyhlazovací filtr (viz Kapitola 4).

### 3.3.4 Realizace poruch srdeční činnosti

Všechny poruchy jsou realizovány v rámci bloku sestavování EKG křivky. Je použita opět struktura *Case Structure* řízená prvkem *Radio Buttons* na čelním panelu. Pro tento prvek byl zvolen vzhled tlačítek *Push Button*, který lépe indikuje zapnutí. Normální tvar EKG křivky je uložen pod případem *No Selection*. Jednotlivé případy jsou zobrazeny v *Příloze 2* a *Příloze 3*.

Jelikož některé poruchy nemají tvar klasické EKG křivky a použití následné filtrace by jejich tvar znehodnotilo, je použití filtrace, tzn. příslušná struktura *Case Structure*, řízeno konstantou *true* nebo *false* tvořící jeden z výstupů bloku sestavování křivky.

Po zapnutí kterékoli poruchy je na čelním panelu zobrazen její stručný popis. To je uskutečněno nastavením vlastnosti *Value* příslušného tlačítka prvku *Radio Buttons* (pod názvem *popis*) na hodnotu *true*. Tato tlačítka řídí strukturu *Case Structure*, jejíž jednotlivé případy obsahují řetězec s příslušným popisem (Obr. 3.20).



Obr. 3.20 – Zobrazení popisu poruchy srdeční činnosti

### Putující pacemaker

Tato porucha je charakteristická výskytem několika různých tvarů P vlny a nestejně dlouhými úseky PQ.

Pro zjednodušení byly vytvořeny tři varianty P vlny – kladná, záporná a bifázická (realizovaná celým cyklem sinusového vzoru). Jejich přepínání je řízeno generováním náhodného celého čísla z množiny  $\{0,1,2\}$ , které řídí strukturu *Case Structure*.

Změna délky PQ intervalu je realizována násobením primární hodnoty počtu vzorků náhodným číslem z intervalu  $\langle 0,1 \rangle$ .

Aby byla zachována celková délka celé křivky a tedy i požadovaná tepová frekvence, je prováděna korekce přidáním chybějícího počtu vzorků do intervalu TP.

### Flutter (kmitání) síní

Na EKG jsou patrné typické flutterové sínové vlnky „F“ pilovitého průběhu.

Pro názornost je realizován flutter síní s blokem na komory 4:1, tedy převedení každého čtvrtého vzruchu. Flutterové vlnky jsou tvořeny pomocí bloku *Triangle Pattern* s počtem vzorků rovným čtvrtině délky celé EKG křivky. Čtveřice takovýchto kmitů je pak zařazena za sebe blokem *Insert Into Array*. Takto vzniklé pole je následně přičteno k upravené periodě klasického EKG signálu, ve které byl ponechán jen QRS komplex.

### Flutter (kmitání) komor

Projevem této poruchy jsou vysoké a pravidelné kmity připomínající sinusoidu. Pro modelování byl použit blok *Sine Wave* ze skupiny funkcí *Signal Generation*. Tento blok generuje sinusovou vlnu s amplitudou rovnou 1 mV a frekvencí závislou na vypočteném celkovém počtu vzorků signálu, tedy na tepové frekvenci. Při nastavené tepové frekvenci běžné EKG křivky 60 tepů/min. je frekvence flutteru 180/min.

V tomto případě je vypnuto vyhlazování filtrací.

### Komorová extrasystola

Tato porucha je realizována přidáním extrasystolického komorového QRS komplexu za T vlnu normálního průběhu EKG. Zvláštní tvar tohoto komplexu je vytvořen blokem *Triangle Pattern* s počtem vzorků běžného QRS komplexu a záporným kmitem sinusového tvaru vzniklého za pomoci bloku *Sine Pattern* se stejnou délkou jako úsek ST. Zbýlý izoelektrický úsek má délku vypočítanou tak, aby byla zachována úplná kompenzační pauza.

Jelikož extrasystoly jsou poruchy nepravidelné, je po jedné její realizaci zapnut opět normální průběh EKG nastavením vlastnosti *Value* příslušného tlačítka na hodnotu *false*.

### Síňová extrasystola

Komorové komplexy síňových extrasystol mají běžný štíhlý tvar a následuje je neúplná kompenzační pauza. Vlna P má abnormální tvar.

Síňová extrasystola je v tomto případě vytvořena zařazením celé EKG křivky s abnormální P vlnou za úsek ST jiné běžné křivky. Vlna P je realizována jako dvojice neúplných sinusových půlvln vytvořených blokem *Sine Pattern*, z nichž jedna je vhodně fázově posunuta, aby na sebe správně navazovaly.

I tato extrasystola je uskutečněna pouze jednorázově.

### Komorová zástava

Při komorové zástavě jsou na EKG patrné pouze P vlny, ty jsou zde realizovány blokem *Sine Pattern*, jako u normálního stavu bez poruch. Zbytek je potom tvořen blokem *Pulse Pattern*, jehož počet vzorků je získán odečtením počtu vzorků P vlny od celkového počtu vzorků kompletní EKG křivky. Tím je zachován rozestup P vln daný nastavenou tepovou frekvencí.

### Sinusová zástava

Tento druh zástavy je uskutečňován opět pouze jednorázově, a to zařazením běžné EKG křivky bez P vlny za izoelektrický úsek, který modeluje dlouhou diastolickou pauzu, s délkou trvání vypočtenou pro jednu periodu signálu.

### SA blok

Ve vytvořeném virtuálním přístroji je modelován SA blok 2.stupně, typ II.

Je realizován jednorázovým vygenerováním izoelektrického úseku pomocí bloku *Pulse Pattern* s nulovou amplitudou a délkou jedné periody signálu.

### AV blok

Modelován je AV blok 2.stupně, Mobitz II.

Realizace je obdobná jako u SA bloku s tím rozdílem, že zůstává zachována P vlna. Tato porucha je opět uskutečněna jednorázově.

### Stimulovaný rytmus

Charakteristický EKG obraz stimulovaného rytmu je v tomto případě modelován jako izoelektrický úsek s délkou danou součtem délek vlny P a úseku PQ, následovaný dvěma trojúhelníkovými kmity a jedním sinusovým, přičemž je brána v úvahu polarita i hodnota nastavených výchylek původního průběhu. Poté následuje běžný úsek ST a vlna T. Izoelektrický úsek TP má počet vzorků vypočtený tak, aby tepová frekvence odpovídala frekvenci nastavené.



### 3.3.5 Doplnky

Kvůli zpřehlednění a zpříjemnění práce s virtuálním přístrojem bylo do programu přidáno několik doplňkových funkcí.

#### Ikona

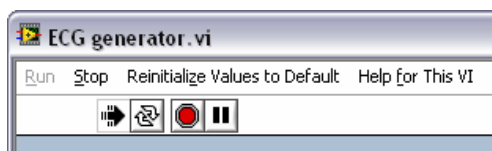
Pro realizovaný virtuální přístroj byla vytvořena speciální ikona (*Obr. 3.21*), která je běžně viditelná v pravém horním rohu čelního panelu. Pokud by VI obsahoval například nějaké výstupy, mohl by se použít jako subVI v nějakém jiném virtuálním přístroji a byl by v něm zobrazen právě s touto ikonou.



*Obr. 3.21 – Doplnky – ikona*

#### Run-Time Menu

Během činnosti programu je obvykle přístupné kompletní hlavní menu, jehož většina položek je v tu chvíli nepotřebná. Proto bylo vytvořeno speciální Run-Time Menu (*Obr. 3.22*), které obsahuje pouze položky *Run* (znepřístupnění), *Stop* (k zastavení programu), *Reinitialize Values to Default* (vrátí všechna nastavení do přednastavených hodnot) a *Help for This VI*, která zobrazí nápovědu k programu. Menu je uloženo v samostatném souboru. Pokud je ve stejné složce jako samotný VI, je použito automaticky. V opačném případě je nutno jej přidat manuálně pomocí položky hlavního menu *Edit* → *Run-Time Menu*.



*Obr. 3.22 – Doplnky – Run-Time Menu*

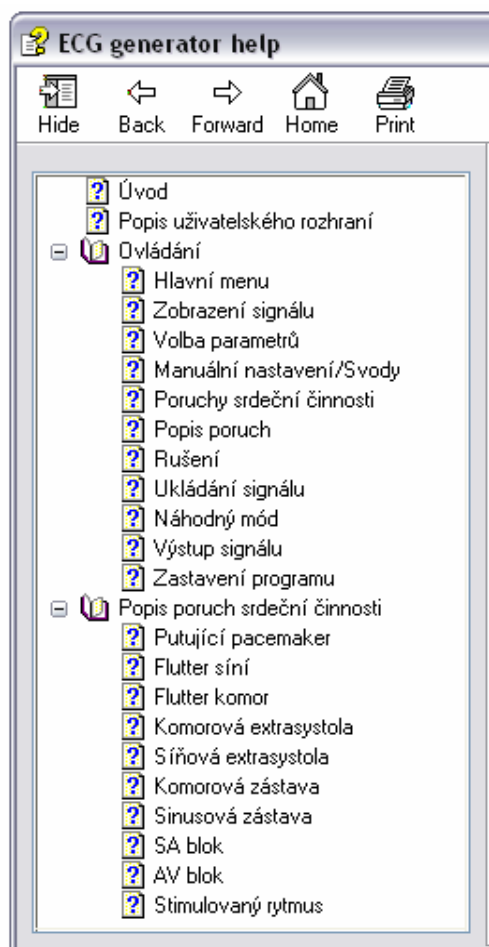
#### Nápověda

Nápověda pro virtuální přístroj je vytvořena ve formátu *Compiled HTML Help file* a je s ním přímo propojena. Opět je nutné, aby soubor nápovědy byl umístěn ve stejném adresáři. Nápověda obsahuje základní informace o programu, popis uživatelského rozhraní, jeho možností včetně ovládání a popis realizovatelných poruch srdeční činností. Členění nápovědy je na *Obr. 3.23*.

#### Popisy v kontextové nápovědě

Pro lepší orientaci na čelním panelu byl ke každému ovládacímu prvku přidán popis, který se zobrazuje v kontextové nápovědě po najetí kurzorem na příslušný prvek.





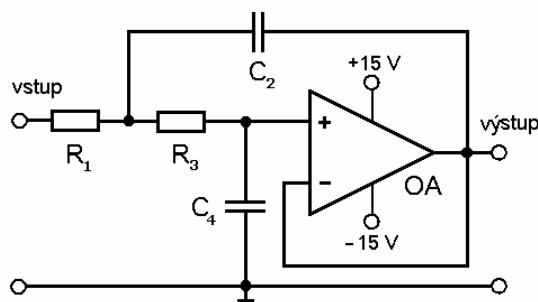
Obr. 3.23 – Členění nápovědy

## 4 Návrh výstupního vyhlazovacího filtru

Kvůli přiblížení k reálnému signálu byl navržen výstupní filtr, který vyhladí průběh generovaného EKG signálu, přítomného na příslušném kanále měřicí karty. Na filtr nejsou kladeny žádné extrémní požadavky, mezní frekvence by měla odpovídat alespoň polovině vzorkovacího kmitočtu.

### 4.1 Návrh zapojení

Pro vyhlazení výstupního signálu bylo vybráno zapojení aktivního RC filtru 2. řádu s jedním aktivním prvkem. Jde o modifikaci aktivní dolní propusti Sallen-Key pro zesílení  $A = 1$  (Obr. 4.1). Toto zapojení bylo vybráno pro svou jednoduchost, stabilitu a nízkou citlivost. Vzhledem k předpokládanému užití je filtr 2. řádu naprosto dostačující, není požadován strmý přechod mezi propustným pásmem a pásmem potlačení.



Obr. 4.1 – Aktivní dolní propust Sallen-Key (pro  $A = 1$ )

Potřebné hodnoty součástek byly vypočteny podle návrhových vztahů obsažených v literatuře [2] a byly přizpůsobeny podle dostupnosti součástek k odzkoušení výsledného zapojení. Hodnoty součástek jsou uvedeny v Tabulce 4.1. Jako aktivní prvek byl vybrán operační zesilovač LM741 taktéž hlavně z důvodu jeho dostupnosti.

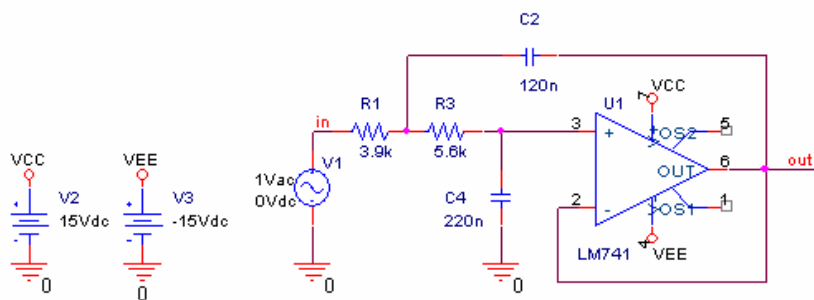
Tabulka 4.1 – Hodnoty součástek pro vyhlazovací filtr

$R_1$ [k $\Omega$ ]	$R_3$ [k $\Omega$ ]	$C_2$ [nF]	$C_4$ [nF]
3,9	5,6	120	220

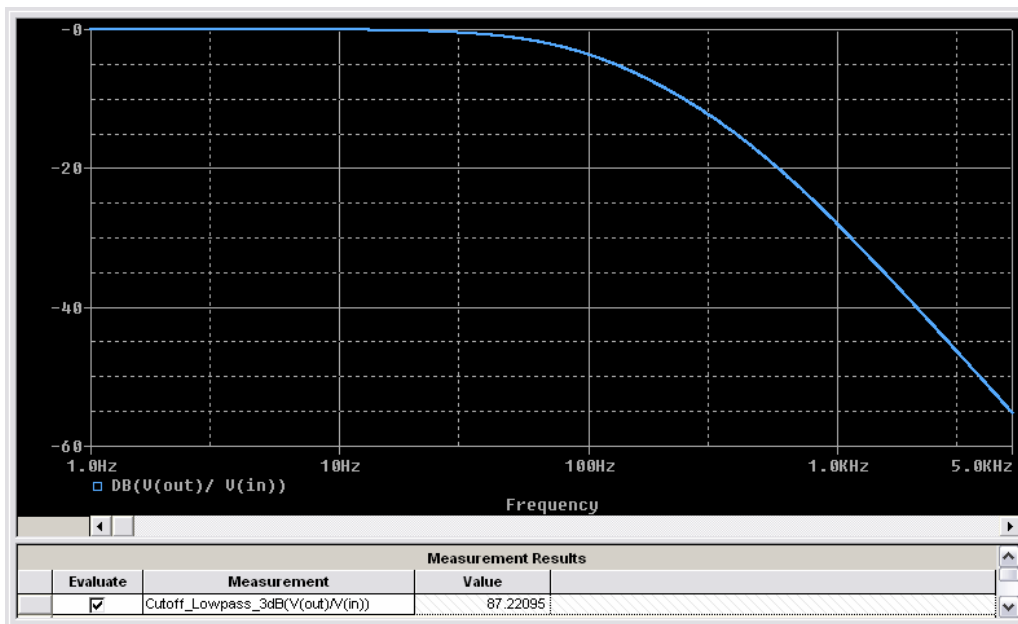
### 4.2 Simulace

Simulace navrženého zapojení s použitými hodnotami součástek byla provedena v programu OrCAD PSpice. Zapojení pro simulaci je na Obr. 4.2. Pro napájení operačního zesilovače bylo použito napětí  $\pm 15$  V.

Byla provedena AC analýza v kmitočtovém rozsahu 1 Hz až 5 kHz a zobrazen průběh kmitočtové závislosti napěťového přenosu na výstupu filtru (Obr. 4.3). Pomocí funkce *Measurement* byla určena hodnota mezního kmitočtu filtru  $f_m = 87$  Hz.



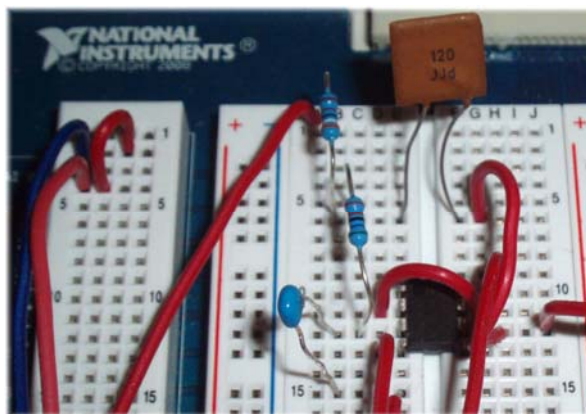
Obr. 4.2 – Zapojení pro simulaci PSpice



Obr. 4.3 – AC analýza v PSpice

### 4.3 Zkušební realizace a ověření činnosti

Navržený aktivní filtr byl realizován a zapojen na zařízení ELVIS II firmy National Instruments (Obr. 4.4). Pomocí jeho softwarového příslušenství byly zobrazeny časové průběhy napětí na výstupu měřicí karty i na výstupu filtru a byla změřena frekvenční charakteristika zapojeného filtru.

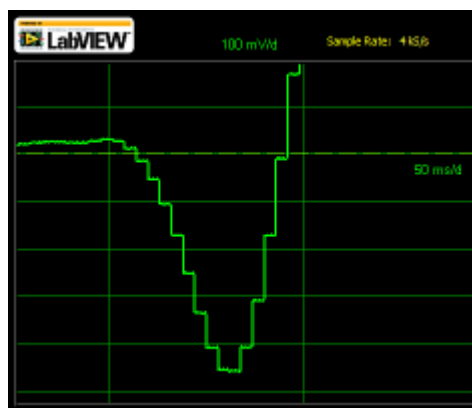
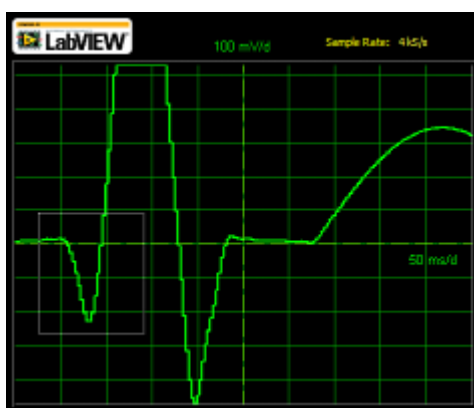


Obr. 4.4 – Zapojení filtru na zařízení NI ELVIS II

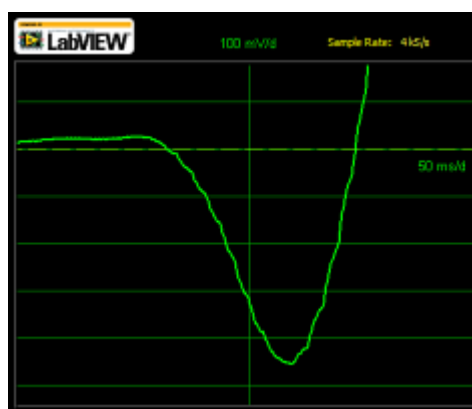
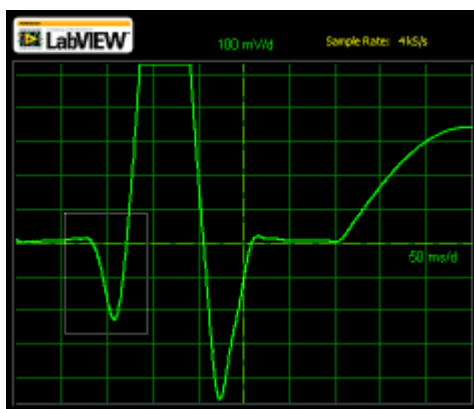
Časové průběhy generovaného EKG signálu před filtrací a po ní byly zobrazeny pomocí modulu *NI ELVISmx Oscilloscope* a jsou na *Obr. 4.5*, *4.6* a *4.7*. Z průběhů a jejich detailů je patrný pozitivní vliv filtrace na tvar signálu. Při měření byla pro nastavení výstupu použita hodnota zesílení 1000x.



*Obr. 4.5 – EKG signál na výstupu měřicí karty*

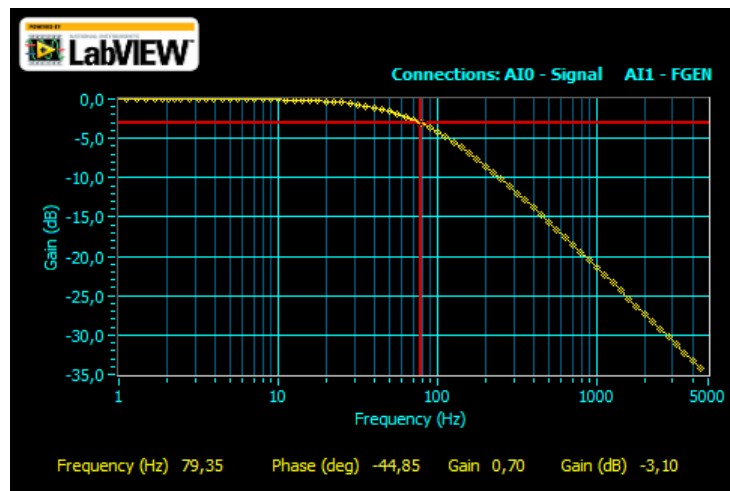


*Obr. 4.6 – Detaily průběhu signálu bez filtrace*



*Obr. 4.7 – Detaily průběhu signálu s filtrací*

Frekvenční přenosová charakteristika realizovaného filtru byla změřena pomocí modulu *NI ELVISmx Bode Analyzer* (Obr. 4.8). Měřeno bylo v rozsahu 1 Hz až 5 kHz s amplitudou testovacího signálu 2 V a krokem 20 bodů na dekádu. Pomocí kurzoru byl změřen mezní kmitočet  $f_m = 79$  Hz, což přibližně odpovídá hodnotě získané simulací.



Obr. 4.8 – Frekvenční přenosová charakteristika filtru

## Závěr

V rámci této práce byl vytvořen generátor EKG signálu jako virtuální přístroj v prostředí LabVIEW. Byly prostudovány principy vzniku elektrické srdeční aktivity a využití EKG signálu pro diagnostické účely, dále také vhodné metody pro generování EKG signálu. Na jejich základě byla vybrána metoda využívající podobnosti jednotlivých úseků EKG křivky se sinusovým resp. trojúhelníkovým vzorem.

Vytvořený virtuální přístroj generuje EKG signál se zadanou tepovou frekvencí a nastavitelnou výchylkou jednotlivých vln a kmitů. Generovaný signál lze v reálném čase ukládat do textového souboru v zadaném formátu. Data z tohoto souboru se poté dají využít například k ověření funkčnosti nově vytvořených programů, které mají sloužit k vyhodnocování parametrů EKG křivky apod.

Program dále umožňuje například volbu mezi svody standardního 12svodového systému, přidat ke generovanému signálu různé druhy rušení nebo realizovat vybrané poruchy srdeční činnosti. Všechny tyto funkce budou užitečné třeba v případě, že program bude využit ve výuce diagnostické techniky. Umožní studentům blíže proniknout do problematiky poruch srdeční činnosti i negativních jevů vznikajících při snímání elektrické aktivity srdce. K tomuto účelu byla také vytvořena speciální nápověda k vytvořenému programu.

V rámci realizace analogového výstupu generovaného EKG signálu byl navržen výstupní vyhlazovací filtr a ověřena jeho funkčnost.

Dalším možným postupem práce by bylo přidávání dalších funkcí a zjednodušení zapojení blokového schématu pomocí samostatných subVI, které by tvořily jednotlivé bloky programu. Samostatné VI by pak bylo možné použít i v jiných aplikacích, stejně tak celý generátor EKG signálu.

## Seznam obrázků

Obr. 1.1 – Převodní systém srdeční, elektrická aktivace srdce [6].....	3
Obr. 1.2 – Elektrokardiogram a akční potenciál [6] .....	4
Obr. 1.3 – Fyziologické hodnoty trvání jednotlivých intervalů křivky EKG [5] .....	5
Obr. 1.4 – Standardní 12svodový systém, umístění elektrod [4] .....	6
Obr. 1.5 – Putující pacemaker [11].....	7
Obr. 1.6 – Flutter síní s blokem na komory 4:1 [11] .....	8
Obr. 1.7 – Flutter komor [11] .....	8
Obr. 1.8 – Sinusová zástava [11].....	8
Obr. 1.9 – Síňová extrasystola, neúplná kompenzační pauza [11].....	9
Obr. 1.10 – Komorová extrasystola, úplná kompenzační pauza [11].....	9
Obr. 1.11 – Sinoatriální blokáda 2. stupně, typ II [11].....	10
Obr. 1.12 – Atrioventrikulární blok 2. stupně, Mobitz II [11] .....	10
Obr. 1.13 – EKG obraz stimulovaného rytmu. (* označuje abnormální kmit) [11].....	11
Obr. 2.1 – Typická trajektorie generovaná dynamickým modelem [3].....	12
Obr. 3.1 – Vzhled uživatelského rozhraní .....	15
Obr. 3.2 – Struktura While Loop a její využití v programu, funkce Quit LabVIEW.....	16
Obr. 3.3 – Zjednodušené blokové schéma programu .....	16
Obr. 3.4 – Sestavení EKG křivky .....	17
Obr. 3.5 – Nastavování parametrů signálu .....	18
Obr. 3.6 – Volba svodů.....	19
Obr. 3.7 – Filtrace a výpočet vzorkovací frekvence pro filtraci.....	20
Obr. 3.8 – Přičtení rušivých signálů .....	20
Obr. 3.9 – Rušení šumem .....	21
Obr. 3.10 – Rušení síťovým kmitočtem .....	21
Obr. 3.11 – Rušení pohybovými artefakty .....	21
Obr. 3.12 – Zobrazení signálu .....	22
Obr. 3.13 – Ovládání rozsahů os .....	22
Obr. 3.14 – Vložení hlavičky, ukládání signálu do souboru .....	23
Obr. 3.15 – Hlavička textového souboru .....	23
Obr. 3.16 – Řízení ukládání a časování .....	24
Obr. 3.17 – Nastavení a indikace ukládání.....	24
Obr. 3.18 – Ovládání analogového výstupu .....	25
Obr. 3.19 – Řízení analogového výstupu .....	25
Obr. 3.20 – Zobrazení popisu poruchy srdeční činnosti.....	26

Obr. 3.21 – Doplnky – ikona .....	28
Obr. 3.22 – Doplnky – Run-Time Menu .....	28
Obr. 3.23 – Členění nápovědy .....	29
Obr. 4.1 – Aktivní dolní propust Sallen-Key (pro $A = 1$ ) .....	30
Obr. 4.2 – Zapojení pro simulaci PSpice .....	31
Obr. 4.3 – AC analýza v PSpice .....	31
Obr. 4.4 – Zapojení filtru na zařízení NI ELVIS II .....	31
Obr. 4.5 – EKG signál na výstupu měřicí karty .....	32
Obr. 4.6 – Detaily průběhu signálu bez filtrace .....	32
Obr. 4.7 – Detaily průběhu signálu s filtrací .....	32
Obr. 4.8 – Frekvenční přenosová charakteristika filtru .....	33

## Seznam tabulek

Tabulka 2.1 – Parametry modelu EKG [3] .....	13
Tabulka 3.1 – Nastavitelné rozsahy amplitud .....	18
Tabulka 3.2 – Nastavení jednotlivých svodů [mV] .....	19
Tabulka 4.1 – Hodnoty součástek pro vyhlazovací filtr .....	30

## Seznam příloh

Příloha 1 – Kompletní blokový diagram .....	1
Příloha 2 – Poruchy srdeční činnosti – část 1 .....	2
Příloha 3 – Poruchy srdeční činnosti – část 2 .....	3

## Seznam použitých zkratek

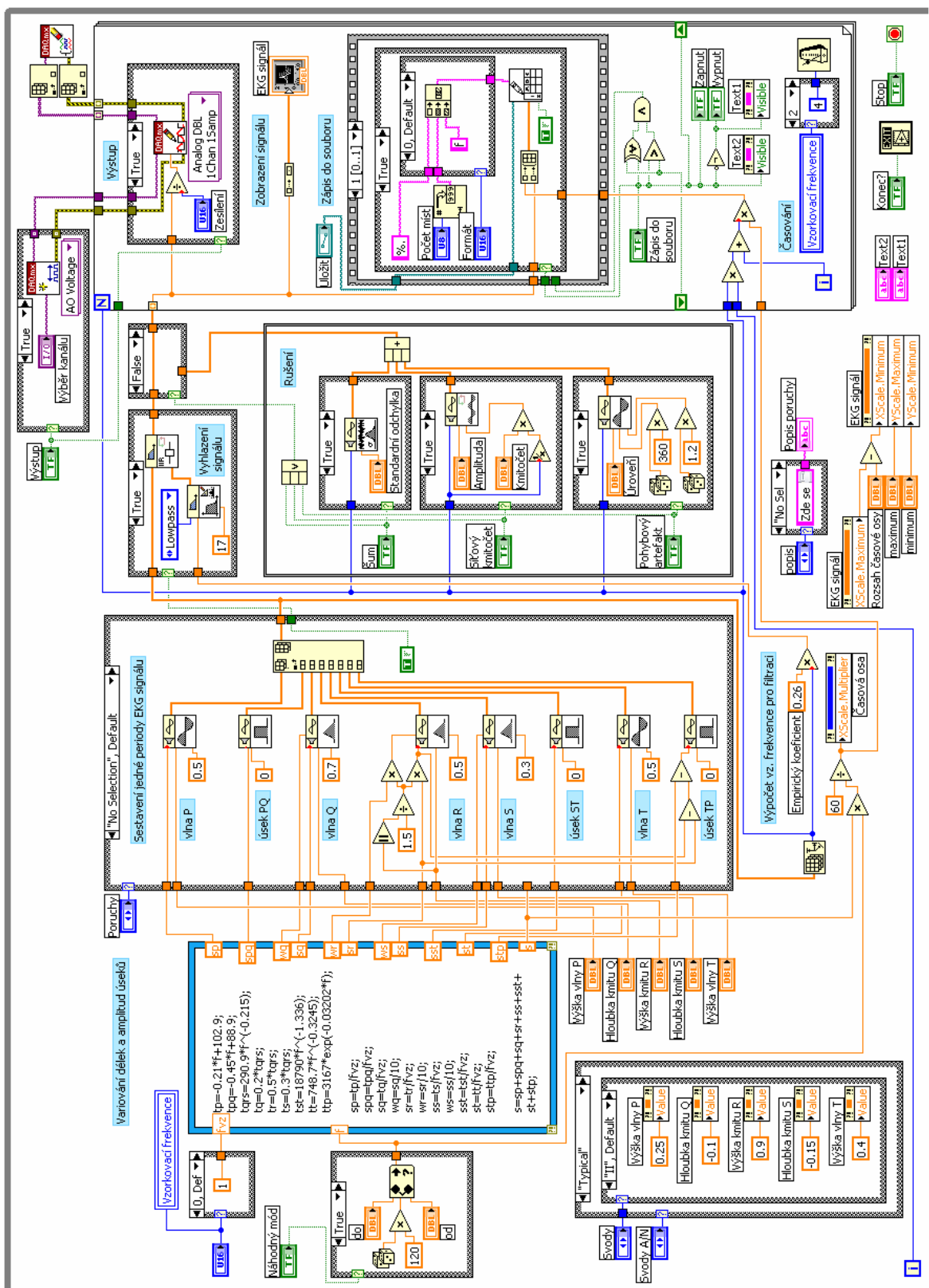
AP	akční potenciál
SA	sinoatriální
AV	atrioventrikulární
EKG	elektrokardiogram
VI	virtuální přístroj



## Použitá literatura

- [1] *Creating a Waveform for the WGM-101 Waveform Generator* [online]. 2007 [cit. 2008-10-07]. Dostupný z WWW: <<http://www.syscompdesign.com/arbitrary-waveform.pdf>>.
- [2] DOSTÁL, T. Elektrické filtry. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, [2007]. 137 s. (Elektronické skriptum)
- [3] *ECGSYN: A realistic ECG waveform generator* [online]. 2003 [cit. 2008-10-08]. Dostupný z WWW: <<http://www.physionet.org/physiotools/ecgsyn/>>.
- [4] *EKG: Elektrokardiografie, vznik a měření signálů* [online]. Dostupný z WWW: <[http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni\\_3\\_EKG\\_pozn.pdf](http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf)>. c2005 [cit. 2008-10-07].
- [5] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P. *Biologie člověka*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, [2003]. 134 s. (Elektronické skriptum)
- [6] KHAN, M. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. Praha: Grada, 3.11.2005 (1.vydání), ISBN 80-247-0910-4
- [7] KOLÁTEK, Jakub. *Generátor EKG křivky pro potřeby simulačních modelů*. [s.l.], 2006. 53 s. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická. Vedoucí bakalářské práce Doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc. Dostupný z WWW: <[https://dip.felk.cvut.cz/browse/pdfcache/kolatj1\\_2006bach.pdf](https://dip.felk.cvut.cz/browse/pdfcache/kolatj1_2006bach.pdf)>.
- [8] MALMIVUO, Jaakko, PLONSEY, Robert. *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York : Oxford University Press, 1995. 480 s.
- [9] MELKES, F., ŘEZÁČ, M. *Matematika 2*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, [2007]. 155 s. (Elektronické skriptum)
- [10] ŠPINAR, Jindřich, VÍTOVEC, Jiří, et al. *Ischemická choroba srdeční*. [s.l.] : GRADA PUBLISHING A.S., [2003]. 364 s. ISBN 80-247-0500-1. Dostupný z WWW: <<http://www.zdravcentra.cz/index.php?act=k-10&did=672>>.
- [11] *Výukový web EKG* [online]. Dostupný z WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz/>>. [cit. 2008-09-27].

## Příloha 1 – Kompletní blokový diagram



## Příloha 2 – Poruchy srdeční činnosti – část 1



## Příloha 3 – Poruchy srdeční činnosti – část 2

